التحليل البيوميكانيكي

لحركات جسم الإنسان

(أسسه وتطبيقاته)

إعداد

أ.د. عادل عبد البصير على

٢٠٠٠

إهداء

إلى المهتمين بالميكانيكا الحيوية فى مجال التربية الرياضية

والرياضة . . . من دارسين ومدرسين ومدربين

إلى زوجتى وأبنائى

إلى كل من ساهم فى إخراج هذا العمل

إلى حيز الوجود

المقدمة

تـــدرس أبحـــاث البيوميكانيك الظواهر فى المدى الكامل من المستوى الكـــبير- مـــثل دراسة حركة الجسم كله أو مقارنة حركات الأطراف لأنواع حيوانـــات مختـــلفة - إلى المستوى الدقيق - مثل القوة الأسموزية عبر غشاء الخـــلية، تدفق عملية التفاعل العصبى العضلى، ونقل المواد الغذائية ومنتجات الهـــدم فى الجسم. ومجال البيوميكانيك بهذا متشعب ويشمل دراسة الفرد ليس فقـــط فى مواقـــف رياضية، ولكن أيضاً فى بيئة العمل (البيوميكانيك المهنية) ومواقف تأهيلية. فمثلاً بعض أخصائى البيوميكانيك يدرسون وظيفة العضلات وحـــركة المرضـــى الذين يعانوا من شلل مخى بينما الآخرون يبحثون تصميم أجزاء استبدالية تحاكى الحركة الطبيعية لجسم الإنسان.

وحركة السوائل فى الجسم خاصة وظيفة القلب ودفع الدم فى الشرايين مجـــال أخر للدراسة، ويتطلب خبرة حسابية وهيدروديناميكية. المتخصصون المهـــتمين بهذا المجال من البيوميكانيك أيضاً مهتمين بتطوير قلوب وصمامات بديلة مناسبة.

تحـــليل الطريقة فى بيئات الرياضة والعمل مجال جيد للبحث ويهتم به طـــلاب حـــركة الإنسان حيث أدى ذلك إلى إرشادات جيدة للأمان فى الرفع، وتتابع حركى أمثل وتطور النظريات عن كيف يتم التحكم فى حركة الأطراف. أدت المعاييـــر المثـــلى مثل شمول عضلات أقل، استهلاك طاقة أقل أو كفاءة قصوى، وأداء أقصى إلى تسليط الضوء على كثير من البحوث.

طورت البيوميكانيك بصورة ملحوظة فى الـ ٢٠ سنة الأخيرة، خاصة مع تطور الكومبيوتر رخيص الثمن والسريع والذى سمح لأخصائى البيوميكانيك دراسة الحركات المعقدة التى كانت دراستها فى الأيام الأولى صعبة. كما أن التحسن فى قوة الكمبيوتر سمح لأسئلة جديدة أن تُسأل، فمثلاً، يشمل البحث الأولى وصف حركة الكواكب بينما الآن تقاس وتقدر القوى التى تحكم الحركة وتتابع الأحمال على الجسم. بالإضافة إلى أن التقدم العظيم فى حل الزمن الحقيقى للبيانات أدى إلى انفجار للإمكانات فى هذا المجال.

لذا فإن هذا المرجع يسلط الأضواء على حركة جسم الإنسان ولماذا يركز على التحليل البيوميكانيكى لحركات جسم الإنسان؟

وهدفنا الأساسى فى هذا المرجع عرض أسس وتطبيقات التحليل البيوميكانيكى لحركات جسم الإنسان للذين يعملون فى مجال دراسة حركة جسم الإنسان وبخاصة الباحثون فى مجال الأنشطة الرياضية والذين يرغبون فى فهم مفاهيم وخطوط هذا التحليل، وبخاصة المدرس والمدرب، وطلاب الدراسات العليا ومرحلة البكالوريوس فى مجال التربية الرياضية والرياضة، والذين سيجدون فى هذا الكتاب بغيتهم وسوف يستطيعون الاستفادة من محتوياته.

وقد راعيت أن يحتوى هذا الكتاب على خمس فصول يمكن الاسترشاد بها بحرية.

الفصـــل الأول : ويعـــرض تحليل النظم البيوميكانيكية لحركات جسم الإنسان ويشتمل على مفهوم ومبادئ التحليل البيوميكانيكى، نظم البيوميكانيك، القوة والتمثيل البيانى الحر، وينتهى بالمراجع.

أما الفصل الثانى : فيعرض التحليل البيوميكانيكى للمهارات الرياضية ويحتوى عـــلى التحليل الزمنى، التحليل البيوكينماتيكى والتحليل البيوكيناتيكى، والتحليل الوصفى، ومراجع الفصل الثانى.

كمـــا يعـــرض الفصل الثالث : تطور التجهيزات وطرق البحث فى الدراسات البيوميكانيكية، ويشتمل على قياس الإزاحة لأعضاء الجسم، اكتشافات البصريات الإلكترونية، البحث الآلى لصور التليفزيون، النظم المؤسسة عـــلى الليزر، التأثير الجانبى لتصوير الصمام الثنائى، تحديد العجلة، النماذج الرياضية ومراجع الفصل الثالث.

ويعرض الفصل الرابع : تطبيقات التحليل البيوميكانيكى ويشتمل على تطبيقات تحليل الأبعاد الثلاثة للهيكل العضلى، تطبيقات فى مجال مقاييس جهد العمـــل، أنظمة تحليل الحركة المبنية على تصوير الفيديو، دقة ضبط نظم تحليل الفيديو والتصوير السينمائى، تقدير قوى العضلة والمفصل، أســـاليب الحركة الفطرية لدى الإنسان، موضع مركز الكتلة، ومراجع الفصل الرابع.

كما يعرض الفصل الخامس : مبادئ البحث فى بيوميكانيكا الرياضة، ويحتوى على التخطيط، الدراسة الاستطلاعية، التعليق، التجهيزات، خطأ التجريب، التحليل الاحصائى، نشر النتائج، التقويم، الملخص، مراجع الفصل الخامس.

كما تم تدعيم كل فصل بالرسومات التوضيحية.

وفى النهاية أمل أن يستفيد كل من القارئ والمتخصص فى مجال التحليل البيوميكانيكى لحركة جسم الإنسان من هذا المرجع.

والله ولى التوفيق..............،

المؤلف

أ.د. عادل عبد البصير على

(عام ٢٠٠٠م)

المحتويات

تابع المحتويات

تابع المحتويات

تابع المحتويات

الموضوع رقم الصفحة

الملحقات

قائمة الجداول

قائمة الأشكال

تابع قائمة الأشكال

تابع قائمة الأشكال

تابع قائمة الأشكال

تابع قائمة الأشكال

تابع قائمة الأشكال

تابع قائمة الأشكال

الفصـــل الأول

تحليل النظم البيوميكانيكية لحركات جسم الإنسان

Biomechanical systems analysis of Human Motion

أولاً : مفهوم ومبادئ التحليل البيوميكانيكى

Biomechanical understandable and fundamental analysis

ثانياً : النظم البيوميكانيكية

Biomechanical systems

ثالثاً : القوة والتمثيل البيانى الحر

Force and free body diagram

الفصـــل الأول

تحليل النظم البيوميكانيكية
لحركات جسم الإنسان

Biomechanical systems analysis of Human Motion

أولاً : مفهوم ومبادئ التحليل البيوميكانيكى :

Biomechanical understandable and principal analysis

أ- مفهوم التحليل الميكانيكى :

Biomechanical understandable analysis

يقصـــد بـــلفظ تحليل فى المجالات المختلفة للمعرفة الإنسانية الوسيلة المنطقية التى يجرى بمقتضاها تناول الظاهرة موضع الدراسة بعد تجزئتها إلى عناصـــرها الأولية الأساسية المؤلفة لها، حيث تبحث هذه العناصر الأولية كل على حدة تحقيقاً لفهم أعمق للظاهرة ككل.

وانطلاقــاً مـــن هـــذا المفهوم لمدلول تحليل يمكن عند دراسة الحركة الإنســـانية أن يكـــون التحليل تشريحياً أو فسيولوجياً أو كيميائياً أو تربوياً أو ميكانيكياً (١).

ب- مبادئ التحليل البيوميكانيكى :

Biomechanical fundamental analysis

يـــتوقف نجـــاح مـــدرس أو مدربى التربية الرياضية على براعته فى التحليل الوصفى للحركة كما يجب أن يكون الباحث فى الميكانيكا الحيوية قادراً

علــى إجــراء التقويم الوصفى الدقيق للأداء الإنسانى ومن الوجهة التنظيمية والــنظرية يمكــن تكييــف المقدمـــات المســتخدمة فى الميكانيكا الكلاسيكية لاســتخدامها فى بحث مشكلات الميكانيكا الحيوية ويعتبر جسم الإنسان كنظام أكــثر تعقيــداً من مناظره فى مجال الميكانيكا وعلى ذلك يجب تجهيز الأسس الميكانيكية بحيث تعدل طبقاً لطبيعة بيولوجية جسم الإنسان (١٠).

ثانياً: نظم الميكانيكا الحيوية :

Biomechanical systems

إن النظر للإنسان على كونه آلة مجردة، عملية كبيرة يمكن تبسيطها أو تجهيــزها، ولكــن مع وجود الخصائص البدنية لجسم الإنسان يصبح التحليل الميكــانيكى أمــر صــعب للغاية، وفى هذه الحالة يلجأ الفرد إلى عمل موديل للجسم على أساس التسليم بافتراض صلابة كل جسم من أجزاء الجسم، ويكون الهــدف من ذلك تطوير دقة مركبات هذا النظام البيوميكانيكى التى تمكننا من التحليل الوصفى (١٠).

ويعــنى اصطلاح (النظم) فى محتوى البيوميكانيك فى مجال الرياضة أنه مركب أو أكثر يجمع ويربط بين أجزاء تشكل فى مجموعها تركيباً كلياً موحد يمكــنه مــن أداء بعض الواجبات المرتبطة بأداء حركة الإنسان أو الرياضة، وربمـــا يشمل الجسم كله كما فى حالة السقوط الحر للاعب القفز أو ربما يحدد بإجــراءات قليلة تعتمد على الهدف من التحليل. فمثلاً عند بحث الركل بالقدم، ربمـــا يكون التركيز على حركة أجزاء الرجل عند الاتصال بالكرة وفى حالة

أخرى كالرمى يكون التركيز فى النظام على حركة الجذع وحركة ذراع الرمى ومهمـــا كـــانت المشـــكلة الحركية يجب أن تكون حدود النظام محددة والقوة المحركة معروفة (١٠).

ومـــن أجـــل تحقيق الهدف من التحليل الميكانيكى يجب أن يعامل اللاعب عمـــلياً كجســـم صـــلب أو أجزاء صلبة أو كنظام الوصلات. ويمكن استخدام المعالجـــة الجزئية عندما نشخص مطابقة حركة مركز ثقل الكتلة بنظام حركة الجسم كله. فمثلاً فى حالة دراسة مسار قفز اللاعب يكون من الأفضل تجزئة اللاعـــب كجسم صلب حيث يمكن دراسة فعالية المفصل والعضلات تبعاً لكل عضو من الأعضاء. كما أن جسم الإنسان ككل لا يمكن اعتباره كوحدة صلبة مـــنفردة إلا عـــندما تكون هناك فرصة لبقاء الأجزاء فى وضع موحد بالنسبة لبعضـــها الـــبعض فى وضع ثنى الجذع خلال دوران لاعب الغطس. ويعتمد تحقيق دقة أكثر فى التشخيص الميكانيكى لجسم الإنسان على حرية الحركة فى الـــنموذج مهمـــا كان عدد مجموعات وصلات الأجزاء الأصلية المتداخلة فى الحركة.

ويـــتوقف تعقيـــد أى عمل لنظام الوصلات على عدد أجزاء هذه الوصلات التى يتكون منها النظام (١٠).

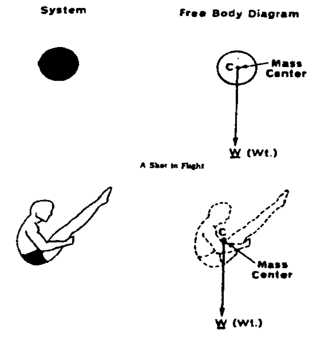
ثالثاً: القوة والتمثيل البيانى للجسم الحر

Force and free body diagram

إن تغيــر حالـــة حـــركة أو سكون أى نظام بيوميكانيكى يكون تحت سيطرة تأثير فعل القوى الخارجية. ويكون تحديد مقدار اتجاه ونقطة تأثير هذه القـــوى مهماً. ولتسهيل هذه العملية يوضع التمثيل البيانى للجسم الحر وتمثيل جميع القوى الخارجية المؤثرة على النظام على هذا الرسم البيانى للجسم الحر، والـــتى تبسط برسم مفصل للنظام وتحيط به، ولتصوير أساسيات هذا المدخل للتحـــليل الميكانيكى نوجز المناقشة على القوى التى تواجه أو تصادف بصفة عامـــة الرياضـــة ونفحصها فى أمثلة مختارة وكذا الرسم البيانى للجسم الحر وعلاقته بحركة الإنسان (٨)

الوزن : Weight

تؤثر قوة الجاذبية الأرضية على جميع الأجزاء المكونة للجسم بصورة متعادلة، ووزن الجسم هو محصلة هذه القوى الموزعة وموضعها يكون مركز ثقل الجسم ويكون اتجاهها نحو مركز الأرض. ويعرض الشكل (١-١) الرسم الـــبيانى للجسم الحر للجلة وللاعب فى السقوط الحر مع التسليم بعدم تأثير قوة احـــتكاك الهواء وفى كلا الحالتين يوضح السهم اتجاه ونقطة تأثير الوزن. ولا يوجد قوة أخرى خارجية تعمل على ذلك النظام وتؤثر فى الحركة (١).



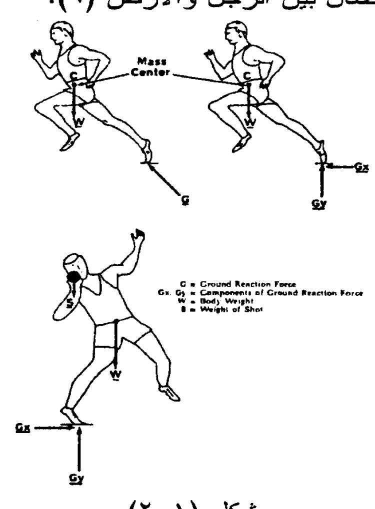
شكل (١-١)

لاعب الغطس فى السقوط الحر

قوة رد الفعل : Reaction forces

عـــندما يكـــون الجسم كنظام حر الحركة سوف تؤدى أحد أجزاءه إلى حركة جزء أخر عكس الاتجاه وهذه لا تؤدى إلى تغير مسار طيران مركز ثقل كتـــلة الجســـم لأن الهواء لا يستطيع توليد مقاومة كافية لإنتاج قوة مضاد (رد فعـــل) كما فى الأرض أو الماء وعلى ذلك فقوة العضلات ليس لها تأثير على مسار مركز ثقل كتلة الجسم فى الهواء لأنه لا يكون لهذه القوة رد فعل خارجى أثـــناء الطيران. أما كون الجسم نظام مرتكزاً فعندما يكون مرتكزاً على سطح صلب ثابت يكون تأثير رد الفعل كبيراً. فمن خبرات العداء أن أى قوة رد فعل من الأرض نتيجة مقاومة الأرض لضغط قدمه. والقوة كمية متجهة لها مقدار واتجـــاه ويمكن تحليلها إلى مركبات يكون مجموع متجهها معادلاً لها. ويكون مـــن المناسب فحص قوة رد فعل الأرض بواسطة مركبتين متعامدين، أحدهما

عموديـــة أو قائمة الزاوية والأخرى على طول السطح أو مماسية له. وتعرف المركـــبة المماســـية أيضـــاً بقوة الاحتكاك ودائماً تكون عكس الاتجاه بالنسبة لـــلحركة بين سطحين، وعند ميل القدم لتدفع الأرض لأسفل وللخلف يكون رد فعـــل الأرض عكـــس الاتجاه شكل (١-٢) وتبعاً لقانون الحركة الثالث لنيوتن (لكـــل فعـــل رد فعل مساوى له فى المقدار ومضاد له فى الاتجاه) يكون نفس تشـــابه الحـــال بالنســـبة لدفع الجلة قبل التخلص منها، وبعد ذلك ينتهى النظام بالنســـبة للاعـــب وللجلة، ويرى فعل كل من وزن الجلة والجسم رأسياً لأسفل بالنسبة لمركز ثقل الكتلة، ويوضح الشكل (١-٢) المركبات المماسية لرد فعل الأرض عند نقطة الاتصال بين الرجل والأرض (٩).



شكل (١-٢)

التمثيل البيانى الحر لبيان قوى رد الفعل

الاحتكاك : Friction

بالرغم من تواجد أنواع متعددة من قوى الاحتكاك فإن الاحتكاك الجاف بقسميه الاستاتيكى والكينتيكى هو النوع الشائع فى التحليل الكمى البيوميكانيكى، ويحــدث الاحــتكاك الــثابت فى حالــة عدم الانزلاق، بينما يحدث الاحتكاك المتحرك عند انزلاق جسمين متصلين.

والاحتكاك هو المركبة المماسية لقوة رد الفعل، وهى تعمل دائماً على طــول السطح فى اتجاه الحركة النسبية، ويرمز للاحتكاك الثابت بالرمز (S) وللاحتكاك المتحرك بالرمز (K). ومعادلة الاحتكاك الثابت هى :

$$F_S = \varphi_S . N$$

أما معادلة الاحتكاك المتحرك فهى :

$$F_K = \varphi_S . N$$

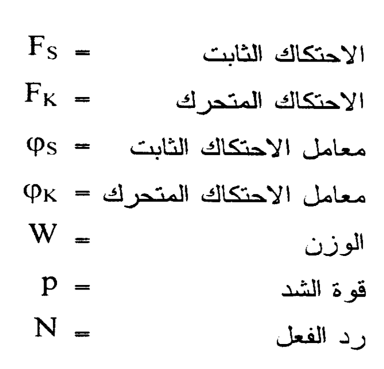
وتــدل المعادلتين على أن قوة الاحتكاك (F) دالة فى كل من رد الفعل العمودى للأرض (N) وهو يمثل القوى الضاغطة على السطحين معاً ومعامل الاحــتكاك (ϑ) يعــتمد على طبيعة الأسطح المتلامسة فالأسطح الجافة يكون معامل احتكاكها أكبر من الأسطح الناعمة أو المزيتة.

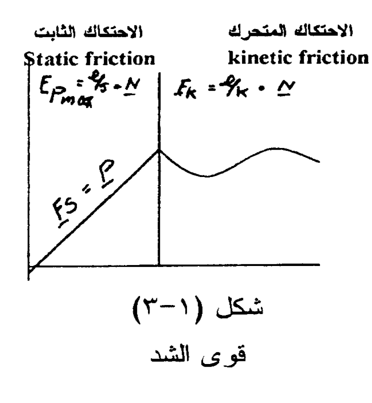
وفى حالة الاحتكاك الاستاتيكى توضح المعادلة أقصى قوة مطلوبة قبل حدوث الانزلاق، فالأحذية المصنوعة من المطاط أو الأحذية العادية تزيد من معــامل الاحتكاك وبالتالى من أقصى قوة للاحتكاك الاستاتيكى وكنتيجة لذلك تقلل الانزلاق أو تغير الاتجاه أثناء الجرى، ومقابض مضارب التنس والجولف

تــؤدى نفــس الغرض أما الاحتكاك الكيناتيكى فإنه يحدث دائماً فى رياضات الشــتاء وهو يساوى معامل الاحتكاك مضروباً فى المركبة العمودية، وللتوقف لابد من إحداث قوة احتكاك كيناتيكى كبيرة.

القوة العضلية : Muscular force

العضـــلات هى المحـــرك الداخلى والمسبب العام للحركات الإنسانية الهادفـــة والقوى الحقيقية والعزم الناتجة من عمل العضلات لا يمكن التنبؤ بها وذلـــك لتدخل عدد من المؤثرات الفسيولوجية والعناصر الميكانيكية، ويتضمن ذلـــك العلاقات بين الطول- الوتر- القوى- السرعة (ويلكى Wilkie ١٩٦٨) وكـــذا موضـــع العضـــلة وارتـــباطها بالمفصل بالإضافة إلى محاور الدوران الخاصة بالمفاصل (٢٦).

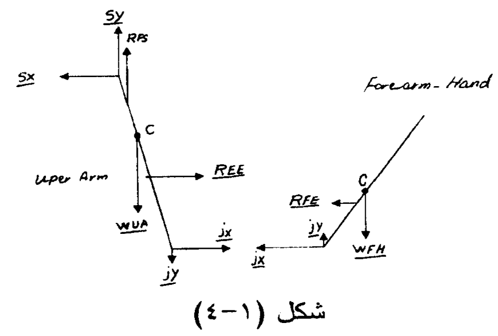

الاحتكاك الثابت = F_S
الاحتكاك المتحرك = F_K
معامل الاحتكاك الثابت = φ_S
معامل الاحتكاك المتحرك = φ_K
الوزن = W
قوة الشد = p
رد الفعل = N



شكل (١-٣)
قوى الشد

وقـــد أصبح من المعروف عملياً الإشارة إلى أن محصلة عزوم القوى الـــتى أنتجـــتها جميـــع العضلات لها خاصية تحريك المفصل من جانب لأخر (بيرســـون وآخـــرون .Pearson et al ١٩٦٣)، (بلاجينهوف Plagenhoef ١٩٩٨)، (شافين Chaffin ١٩٦٩)، (ديلمان Dillman ١٩٧١).(١٩)،(٢٠)، (٥)، (٩)

عـــندما يعتـــبر العضو منفصلاً فى حالة راحة الجسم، تصف قوة رد الفعـــل عـــند المفصل ومحصلة قوة العضلات كقوة خارجية ويجب توضيحها عـــلى الرسم البيانى للجسم الحر واحتوائها فى التحليل ويوضح الشكل (١-٤) العضد والساعد واليد منفصلاً عن المرفق ومفصل الكتف. ويتعادل عمل القوة على الساعد مع عمل القوة عند المرفق وتتساوى فى المقدار وتكون مضادة فى الاتجاه وإذا ثبت مفصل المرفق على حالة يلغى كل من القوتين بعضها فى هذه الحالـــة ولا يمكـــن اظهـــار ذلك بوضوح فى الرسم، ومن أجل التسهيل يكون توضيح محصلة القوة العضلية كسهم منفرد.



شكل (١-٤)

التمثيل البيانى للجسم الحر فى حالة فصل أجزاء الجسم

وزن الساعد، واليد	WFH =
وزن العضد	WUA =
مركز ثقل كتلة العضو	C =
مركبتى قوة رد الفعل عند المرفق	Jx, Jy =
مركبتى قوة رد الفعل عند الكتفين	Sx, Sy =
محصلة قوة العضلات العاملة على مفصل الكتفين	RFS =
محصلة قوة العضلات العاملة على مفصل المرفق	RFE =

الاصطدام : Impact

تكـــون قوة الاصطدام نتيجة لاصطدام جسمين أو أكثر، وفى الرياضة يحدث الاصطدام عندما تضرب كرة البسيبول بالمضرب أو كرة الجولف بعصا الجولـــف، وكما يحدث أيضاً فى ضرب سلم الوثب عند الارتقاء فى القفز على الحصان أو الهبوط من الارتداد. ويشير هالى (Hale ١٩٧١) إلى أن التركيز أصـــبح عـــلى بحـــث قوة الاصطدام لتسببها فى اصابة اللاعبين. وتمثيل قوة الاصـــطدام عـــلى الرسم البيانى للجسم الحر يوضع علامة (*) بجانب السهم الممثل لاتجاه الحركة (١٣).

الطفو : Buoyancy

الطفـــو مهـــم فى الرياضات المائية وخاصة فى مهارات الكائن الحى وحســـب قـــاعدة أرشميدس Archimedes يتساوى حجم قوة الطفو مع وزن الماء المزاح، ويكون فحص توزيع القوة فى التحليل الميكانيكى بعمل محصلتها رأسياً ولأعلى خلال مركز الطفو والمطابق لمركز كتلة الجسم (١٠).

منافسة السباحين، والمتزلقين، لاعب الدراجات، ولاعبى الرقص على الجــليد وجميعهم عملياً تتأثر بقوى الموائع كمقذوفات مثل كرة الجولف، كرة البيسبول، وكرة الرئيسة الطائرة، والرمح. بسبب تعقد ميكانيكية مجال الموائع، يصـــبح حل هذا النوع من المشاكل بالضبط صعب ومن أجل هذا السبب يكون من الصعب عرض حساب قوى الموائع الصافية الحادثة فى الرياضة.

أيضاً الرياضيين وحركتهم العامة كمقذوفات فى الثبات فى الهواء (أو الماء) من أجل تباين تحليلها ومناقشتها، يكون من المناسب اعتبارها حالة من خلال تدفق المائع. القوة المبذولة حول الجسم أو الشئ عن طريق حركة المائع يمكـــن أن تحـــلل إلى مركبـــتين التى لهما دلالة طبيعية فى التحليل. المركبة الموازيـــة للتدفق ولكن فى اتجاه عكسى تعزز كمقاومة. ويشتمل هذا حمل كلا المقاومـــة الخارجيـــة للشكل والاحتكاك أو مقاومة الضغط الحادثة عن طريق الضغط العادى على السطح شاميز Shames (١٩٨٢م). المركبة الثانية للقوة تعمل عادة فى اتجاه تدفق المائع وتسمى الرفع. بينما احكام قيم تلك المركبتين صعب تحديده إلا أن كلاهما متناسب مع الناتج التالى :

$$PAV^2$$

حيث أن P كثافة المائع، A = تمثل مساحة الجسم، V= سرعة التدفق. عمـــلياً الأبحـــاث تستخدم نقص هوائى للمساعدة لتجهيز دليل موضوعى أكثر كفايـــة لديناميكية الهواء لأوضاع لاعب الانزلاق Raine (١٩٧٠م)، وواثب

الجليـد ستروفـان Strauman (١٩٥٥م)، تانـــى Tani وأوشـــى Iuchi (١٩٧١م). بالإضـــافة إلى تأثير مقاومة الموائع فى مختلف أوضاع السباحة، قدرت قياس القوة المكتسبـــة لسباحيـــن خلال المـــاء، كنت Kent وأثا Atha (١٩٧١م).

المراجع

١- عادل عبد البصير على : الميكانيكـــا الحيويـــة والـــتكامل بيـــن النظرية والتطبيق فى المجال الرياضى، الطبعة الثانية، مركز الكتاب للنشر، (٦٦، ١٣٤)

2- Alt, F. (Ed.) : (1966), Advances in Bioengineering and instrumentation, New York, Plenum Press.

3- Briggs, L.J. : (1959), Effect of spin and speed on the lateral deflection (curve) of a baseball and; and the Magnus effect for smooth sheres. Amer. J. Phys., 27, (589-596).

4- Brown, R.M. & Counsilman, J.E. : (1971), The role of lift in propelling the swimmer. In J.M. Cooper (Ed.), Selected Topics on Biomechanics, Chicago: Athletic Institute.

5- Chaffin, D.B. : (1969), A computerized biomechanical model- development of and use in studying gross body actions. J. Biomech., 2, 429-441.

6- Cochran, A. & Stobbs, J. : (1968), The search for perfect swing, Philadelphia, Lippincott.

7- Counsilman, J.E. : (1968), The science of swimming. Englewood- Cliffs, N.J.: Prentice-Hall.

8- Dempster, W.T. : (1961), Free-body diagrams as an approach to the mechanics of human posture and motion. In F.G. Evans (Ed.), Biomechanical studies of the Musculo-skeletal system. Springfield, III.: C.C Thomas.

9- Dillman, C.J. : (1971), A kinetic analysis of the recovery leg during spring running. In J.M. Cooper (Ed.), Selected topics on Biomechanics, Chicago: Athletic Institute.

10- Doris I., Miller & Richard C. Nelson : (1973), Biomechanics of sport,. A research approach, Lea & Febiger, Philadelphia, (6-15).

11- Farell, C. : (1971), Drag of bodies moving through fluids. In J.M. Cooper (Ed.) Selected topics on biomechanis, Chicago: Athletic Institute.

12- Francis, J.R.D. : (1969), A textbook of fluid mechanics, 3rd ed., London: Edward Arnold.

13- Hale, C.J. : (1971), Significant trends and complex barriers in the engineering of protective sports equipmet. Mater. Res. Stand., 11, (8-12).

14- Kent, M.R. & Atha, J. : (1971), Selected critical transient body positions in breast stroke and their influence upon water resistance. In L. Lewillie and J.P. Clarys (Eds.). Biomechanics in Swimming Brussels: Universite Liber de Bruxelles.

15- McMillan, R. : (1961), For curlers only. Roundel, 13, (11-14).

16- Meriam, J.L. : (1966a), Statics, New York, Wiley.

17- ———————— : (1966b), Dynamics, New York, Wiley.

18- Outwater, J.O. : (1970), One the friction of skis, Med. Sci. Sports, 2, (231-234).

19- Pearson, J.R.; McGinley, D.R. & Butzel, L.M. : (1963), Dynamic analysis of the upper extremity: planar motions. Hum. Factors, 5, (59-70).

20- Plagenhoef, S. : (1968), computer programs for obtaining kinetic data on human movement, J. Biomech., 1 (221-234).

21- Raine, A.E. : (1970), Aerodynamics of skiing, Sci. J., 6, (26-30).

22- Shane, I.H. : (1967), Eingineering mechanics-statics and dynamis, 2nd ed., Englewood Cliffs, N.J.: Prentice-Hall.

23- ——————— : (1962), Mechanics of fluids. New York: McGraw Hill.

24- Tani, I. & Iuchi, M. : (1971), Flight-mechanical investigation of ski jumping. In Tokyo: Hitachi.

25- Tricker, R.A. & Tricker, B.J.K. : (1967), The science of movement. New York: American Elsevier.

26- Wilkie, D.R. : (1968), Muscle, New York: St. Martin's Press.

27- Williams, M. & Lissener, H.R. : (1962), Biomechanics of human motion, Philadelphia: W.B. Saunders

الفصـــل الثاني

التحليل البيوميكانيكى للمهارة الرياضية

The biomechanics analysis of the sport skill

أولاً : التحليل الزمنى — Temporal analysis

ثانياً : التحليل البيوكينماتيكى — The biokinematic analysis

ثالثاً : التحليل البيوكيناتيكى — The biokinetic analysis

رابعاً : التحليل الوصفى — Description analysis

الفصـــل الثانى

التحليل البيوميكانيكى للمهارة الرياضية

The biomechanics analysis of the sport skill

ينــبغى أن تقــرر قبل بداية التحليل الحركى أو البيوميكانيكى الهدف مـــنه، والاتجاه العام والغرض الأساسى له، فمثلاً اذا اقتصر الواجب الرئيسى للبحث على توصيف شكل الحركة فى مسابقة ما، وعلى التركيب الكينماتيكى لهــا وجــب أن يشتمل التحليل البيوميكانيكى على الطرق التى تتيح إمكانية تعيين الخصائص الكينماتيكية لهذه الحركة، ثم يجرى بعد ذلك تحليل العلاقات الارتــباطية بيــنها والذى يتحقق من خلاله الوحدة الكلية المتكاملة– النظرة الشــمولية– لهــذه المهارة الرياضية، بينما يؤدى اقتصار الواجب الرئيسى للبحث على تحديد الأسباب الميكانيكية لهذه المهارة أو تلك ومدى ارتباط ذلك بفاعلية المسابقة الرياضية، إلى ضرورة أن يقوم التحليل البيوميكانيكى على استخدام إمكانية تحديد الخصائص البيوميكانيكية للمهارة قيد الدراسة.

ويجــب التنويه إلى أن التحليل البيوميكانيكى ليــس له نسق أو نمط جــامد حيــث يرتــبط إلى حــد كبير بظروف إجراءه، وبمدى توافر الأجهزة والمعــدات اللازمـــة لــــه... وهكذا، ورغم ذلك فإنه يمكن إجراء التحليل الــبيوميكانيكى وفــق مخطط نموذجى مقترح يتضمن القواعد الأساسية التى تحدد الطابع العام لعمل الباحث، ونقترح النموذج التخطيطى التالى :

نموذج تخطيطى للتحليل البيوميكانيكى للمهارة الرياضية :

Schemdatical model of biomechanics sport skill analysis

١- تحديـــد تســمية دقيقة للمهارة الرياضية وفقاً للمصطلحات المتبعة فى المجال الرياضى التخصصى.

٢- وضع هدف أو أهداف محددة للتحليل البيوميكانيكى.

٣- اخـــتيار طـــرق البحث وأجهزة القياس اللازمة لحل مختلف واجبات الدراسة.

٤- الكشـــف عن الارتباطات والعلاقات الداخلية بين الخصائص المنفردة للمهارة فى حدود الأهداف السابق تحديدها عن طريق استخدام الطرق الاحصائية.

٥- صـــياغة الاستخلاصات المناسبة حول تقويم المهارة الرياضية موضع الدراســـة ووضع التوصيات، وفقاً لنتائج التحليل البيوميكانيكى السابق إجراؤها.

التحليل البيوديناميكى للمهارة الرياضية :

Biodynamic analysis of sport skill

توصـــف المـــراجع البيوميكانيكية الديناميكا على أنها تهتم بالفرد فى الحـــركة وربما أيضاً امتدت لتشمل الأدوات التى يتعامل معها باليد أو يقذفها. وربمـــا نفحـــص ديـــناميكية المهـــارات الرياضية من نقطة الوقوف فى ثلاثة مستويات. المستوى الأول التحليل الزمنى Temporal analysis الذى ينقسم إلى الـــزمن أو ايقـــاع المظاهـــر المختلفة للأداء. والمستوى الثانى أى تحليل كيـــنماتيكى Kinematic analysis يركز على المسار الهندسى للحركة دون

وضـــع القـــوى فى الاعتـــبار. ويشـــتمل هـــذا المســـتوى عـــلى الإزاحـــة displacement، الســـرعة velocity، العجـــلة acceleration. والمستوى الـــثالث والأخيـــر أى تحليل كيناتيكى Kinetic analysis يرتكز على دراسة تبادل القوى من بداية الحركة حتى الوقوف. الكيناتيكا هى أكثر تفصيلاً لثلاث مســـتويات وتتطلب فهم أكثر لمبادئ الميكانيكا (عادل ١٩٨٣/١٩٨٤)، (عادل ١٩٩٨م)، (٢)، (٣)، ميلر Miller (١٩٨٣م) (٣٢).

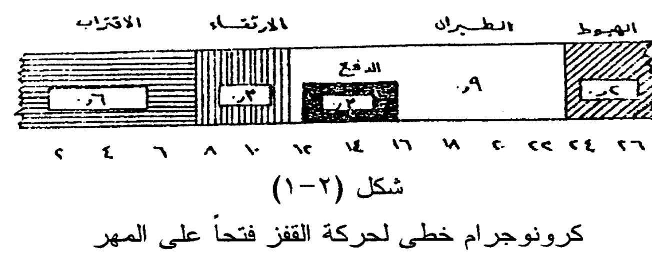
أولاً : التحليل الزمنى : Temporal analysis

الخطوة الأولى فى خطوات بحث القواعد الميكانيكية للمهارات الحركية هى ادراك تـــوالى زمـــن مكونات الحركة. فمثلاً فى كل من: الجرى، التحليل الزمـــنى يشـــتمل عـــلى تحديد زمن الارتكاز وزمن الطيران، وفى القفز فى الجمباز يشتمل على فترة دوام الطيران الأول، والاتصال بالحصان والطيران الثانى والهبوط، وفى السباحة يشتمل على الزمن اللازم لإعادة التغطية، التحكم فى المـــراحل الرئيسة للضربة. عادة جميع المهارات الرياضية يمكن تقسيمها إلى نفـــس المكونات وهى ذات فعالية عملياً عند ربطها بالأداء. يمكن استخدام هـــذا النوع من التحليل فى الربط فى التصوير السينمائى أو بالفيديو حيث عدد إطارات الفيلم تتطلب لاتمامها اعطاء فترة حركة يمكن حفظها فى زمن محدد. يجب الاعتناء بالتأكيد على التعرف على دقة وموضوعية البيانات. التأكيد على دقة تفاصيل تحديد عمليات بحث بدأ وإتمام مكونات ومتطلبات الحركة.

ربمـــا التحـــليل الزمـــنى يؤدى إلى بحث الأسئلة المتعددة المهمة لكلا المهـــنيين فى الرياضـــة والباحـــثين، مثل كيف يؤثر زمن المهارة عن طريق ســـرعة الأداء؟ وعـــن طريق التعب؟ وحجم الجسم. كيف يكون كبر القصور الـــذاتى للفـــرد فى المهارات للاعبى القمة؟ قبل التثبيت؟ كيف يغيرون التعليم والـــتجريب؟ هـــل تغيرت الأجهزة الرياضية أو أثرت الأدوات الرياضية على الإيقاع الحركى الكلى للمهارة؟ الاهتمام بتأثير زمن المهارة وارتباطه بالمشاكل جعلـــه يوضـــح أن هـــذا المستوى البحثى له قيمته بالنسبة للمدرس والمدرب وبالإضافة إلى أنه يعد الأساس لتوالى التحليل الكينماتيكى والكيناتيكى للحركة.

ويـــتيح اســـتخدام فيلم الفيديو المصور إعداد رسوم بيانية لطول أزمنة الفـــترات المكونـــة للحركة سوءا كان العرض البيانى على شكل الكرونوجرام الخطى أو الدائرى.

ويتم تحديد فترة الكرونوجرام الخطى من خلال رسم شريحة مستقيمة تتناسب فى طولها مع عدد صور الفيلم المقابلة لهذه الفترة من الحركة موضع الدراسة كما فى شكل (٢-١).



شكل (٢-١)

كرونوجرام خطى لحركة القفز فتحاً على المهر

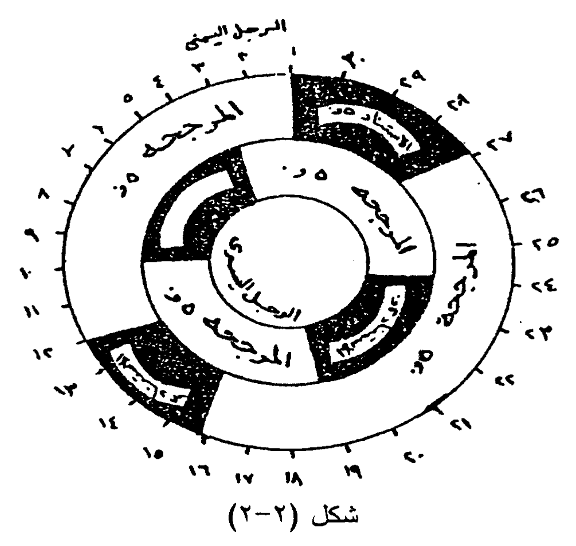
بينما يتحدد الطول الزمنى للفترة فى الكرونوجرام الدائرى بقياس طول القـــوس عـــلى محيط الدائرة الذى يتناسب مع عدد الصور المقابلة لهذه الفترة الزمـــنية مـــن الحـــركة قيـــد الدراسة كما فى شكل (٢-٢). ويفضل استخدام الكرونوجـــرام الدائـــرى فى عرض التقسيم الزمنى لفترات الحركة المتكررة المغلقة مثل الجرى. ويتطلب ذلك تقسيم محيط الدائرة إلى أقواس ذات مسافات متساوية تتطابق فى عددها مع عدد الصور - ويرمز لها بالرمز (N)- الخاصة بالحـــركة المرصـــودة كما يتطلب إيجاد نصف قطر الدائرة باستخدام العلاقة التالية :

$$r = \frac{I}{2\pi}$$

حيـــث I= طول محيط الدائرة بالسنتيمترات، π= ط وهو مقدار ثابت يساوى ٣,١٤.

فمثلاً : إذا كانت الدورة المغلقة للحركة تستغرق ١٩ صورة ينبغى أن يكـــون طول محيط الدائرة ١٩سم. وبذلك يمكن إيجاد نصف قطر الدائرة (r) كما يلى :

$$r = \frac{I}{2\pi} = \frac{19}{2x3.14} = \frac{19}{6.28} = 3.0cm$$



شكل (٢-٢)

كرونوجرام دائرى للحركة المتكررة المغلقة فى الجرى

ثانياً : التحليل البيوكينماتيكى : The biokinematic analysis

الكيـــنماتيكا أحـــد قســـمى الديناميكا وهى تهتم بدراسة وصف الحركة باســـتخدام مفـــاهيم الإزاحـــة Displacement (التغير فى الوضع)، السرعة Velocity، العجلة Acceleration بدون النظر فى مسببات الحركة.

ويعرض الجدول (٢-١) ملخص لرموز وقواعد العلاقات الكينماتيكية لأنـــواع المهارات الرياضية أو ترجمة حركة الجسم إلى مصطلحات إذا طبقت الطرائق الميكانيكية فى التحليل.

جدول (٢-١)

ملخص الكينماتيكا

البيانات	الخطية	الزاوية
الوضع- الموضع المتعلق بالإطار المرجعي المنفرد	R(x,y,z) تمثل متجه الوضع بين نقطة الأصل للنظام الإحداثي لنقطة المنفردة- ويعبر عنها عادة كما يلي r= xi+yj++zk (inches, feet, meters...)	θ (degrees, radians, revolutions)
الإزاحة - التغير فى الوضع	$S = \Delta r$ (inches, feet, meters)	$\Delta\theta$ (degres, radius, revolutions)
السـرعة- التغيرفى الإزاحة بالنسبة للزمن	$V_{ave}=\frac{\Delta r}{\Delta t} = V = \frac{dr}{dt}$ (Fet./sec., mph, m./sec.,...)	$\omega_{ave}=\frac{\Delta\theta}{\Delta t} = \omega = \frac{d\theta}{dt}$ (deg/sec, rad/sec, rpm,...)
العجـلة- الـتغير فى السرعة بالنسبة للزمن	$a_{ave}=\frac{\Delta v}{\Delta t} = a = \frac{da}{dt}$ (ft./sec.sec, m/sec.sec.,...)	$\alpha_{ave}=\frac{\Delta\omega}{\Delta t} = \frac{d\omega}{dt}$ (deg./sec.sec, rad/sec.sec,...)

بيـنما نوظـف المـبادئ المتشـابهة فى حساب كلا البيانات الخطية والـزاوية، سـوف يدرك الباحث أن الإزاحة الخطية، السرعة والعجلة تعزز الحـركة جزئياً أو لنقطة خاصة على جسم صلب. وفى الجانب الأخر الإزاحة الـزاوية والسرعة الزاوية والعجلة الزاوية هى نفسها بالنسبة لجميع الخطوط

على الجسم الصلب، كذلك يطبقوا على الجسم الصلب كوحدة متكاملة. ويلاحظ أنه عمليا لا يمكن تجريب الحركة الزاوية بسبب اهمال كتلتها.

وعـــندما تحـــدد السرعة أو العجلة بالقسمة على الزمن الفترى، تكون نـــتيجة ذلـــك الحصـــول عـــلى السرعة المتوسطة التى نسلم بأنها حدثت عند منتصف الزمن الفترى. وبناء على ذلك فإن المعادلة :

$$V = \frac{\Delta r}{\Delta t}, \qquad \omega = \frac{\Delta\theta}{\Delta t}$$

تمثل السرعة الخطية والسرعة الزاوية على التوالى بينما المعادلة:

$$a = \frac{\Delta}{\Delta t}, \qquad \alpha = \frac{\Delta\omega}{\Delta t}$$

تشـــير إلى العجـــلة الخطية، والعجلة الزاوية على التوالى. فمثلاً تبعاً لـــلمراحل النهائية الافتراضية للعدد والتى فيها الحركة الأفقية لمركز ثقل كتلة اللاعـــب فحصـــت فى الجدول (٢-٢). حسبت الفترة الزمنية الصغيرة (Δt) البيـــنية المتعاقبة للسرعات والعجلات الأفقية من أول ثانية حتى t= ١٠ث. لذا السرعة المتوسطة خلال المرحلة بين الثانية ٩، والثانية ١٠ تكون ٣٥قدم/ث. وتأثيرها عند الزمن t (٩,٥ث). عند استكمال السباق، كذلك، السرعة النهائية (٣٣قـــدم/ث) حسبت بعد ٠,٦ث فترة زمنية، النقطة المتوسطة التى تؤدى عند الزمن t (١٠,٣)، ولذا العجلة النهائية تكون :

$$a_x = \frac{\Delta v_x}{\Delta t} = \frac{33 - 35}{10.3 - 9.5} = -2.5 \text{Ft./sec./sec.}$$

يمكن أن تكون السرعة والعجلة لحظية وهذه الحالة تقابلنا عندما يكون فـــرق الزمن المحسوب صغيراً جدا أو يقترب من الصفر ويتطلب ذلك دراسة السرعات اللحظية والتى يمكن الحصول عليها باستخدام المعادلة التالية :

$$V = \lim_{\Delta t \to 0} \frac{\Delta r}{\Delta t} = \frac{dr}{dt}, \qquad \omega = \lim_{\Delta t \to 0} \frac{\Delta \theta}{\Delta t} = \frac{d\theta}{dt}$$

$$a = \lim_{\Delta t \to 0} \frac{\Delta v}{\Delta t} = \frac{dv}{dt}, \qquad \alpha = \lim_{\Delta t \to 0} \frac{\Delta \omega}{\Delta t} = \frac{d\omega}{dt}$$

تمثل القيم اللحظية التى تحدث عند اللحظة الزمنية المحسوبة.

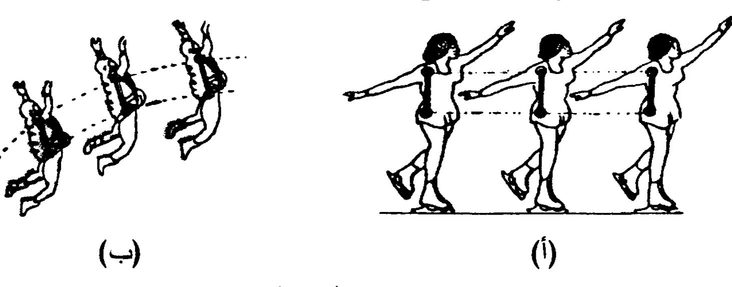
جدول (٢-٢)

حركة مركز ثقل كتلة الجسم خلال العدو

الزمن (ثانية)	الوضع (قدم)	فرق المسافة الأفقية (قدم)	السرعة الأفقية (قدم/ثانية)	فرق السرعة الأفقية (قدم/ثانية)	العجلة الأفقية (قدم/ثانية/ثانية)
٥	١٠٩	٣٢	٣٢		
٦	١٤١	٣٤	٣٤	٢	٢
٧	١٧٥	٣٥	٣٥	١	١
٨	٢٦٠	٣٥	٣٥	٠	٠
٩	٢٤٥	٣٥	٣٥	٠	٠
١٠	٢٨٠	٢٠	٣٣	٢-	٢,٥-
١٠,٦	٣٠٠				

تقسيم الحركة : Classification of motion

ربمـــا يمكن تقسيم حركة الإنسان كانتقال، ودوران، وحركة عامة أو حـــركة فى الفضاء. والأخيرة تمثل الحالة العامة وأول الثلاث تقسيمات حالات خاصة بسيطة للحركة العامة فى الفضاء.



(أ) (ب)

شكل (٢-٣)

(أ) الحركة الانتقالية فى خط مستقيم، (ب) الحركة الانتقالية فى خط منحنى

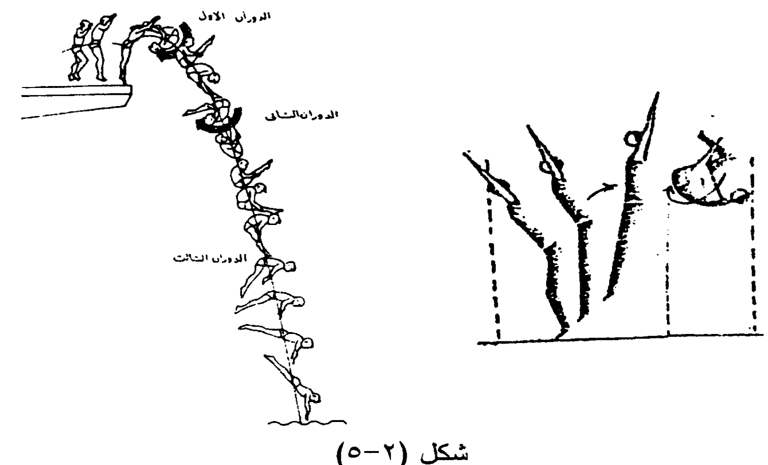


(أ) (ب)

شكل (٢-٤)

أ- الحركة الدورانية حول محور ثابتة خارج الجسم،

ب- الحركة الدورانية حول محور داخل الجسم



شكل (٢-٥)
الحركة العامة

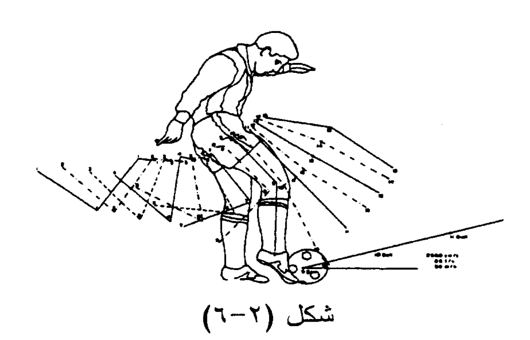
الحركة الانتقالية هى الحركة التى لا تحتوى على إزاحة زاوية للجسم خلال أى فترة زمنية. لذلك جميع أجزاء الجسم لها نفس العجلة اللحظية شكل (٢-٣). والحركة الدورانية ترسم فيها أى نقطة من الجسم دائرة أو قوس من دائرة حول محور داخل أو خارج الجسم فى نفس الاتجاه وفى نفس اللحظة كما فى شكل (٢-٤). والحركة العامة أو الحركة العامة فى الفراغ، هى خليط من الحركة الانتقالية والحركة الدورانية حيث تتم فيها الحركة الدائرية حول محور الدوران وفى نفس الوقت ينتقل الجسم. وهذا النوع من الحركات شائع حدوثه فى النشاط الرياضى خاصة فى المهارات التى يدور فيها الجسم حول أحد محاوره وفى نفس الوقت ينتقل الجسم كما يحدث خلال الدورة الهوائية

المــتكورة الخــلفية المزدوجة على الأرض فى الجمباز، أو دورتين هوائيتين منحنيتين أماميتين فى الغطس، شكل (٢-٥).

إن المراجع البيوميكانيكية عادة تشير إلى حركة مركز ثقل كتلة الجسم عــلى انها الحركة الانتقالية للجسم. لذا ارتقاء الواثب أو السرعة الأفقية للعداء حســبت مــن تغيرات الأوضاع لمركز ثقل كتلة الجسم مقسومة على مراحل الــزمن الخاصة. فى تلك اللحظات، اللاعب عُومل رياضياً كأجزاء وسلم بأن حركــته يمكــن وصــفها عن طريق دراسة كينماتيكا مركز ثقل كتلة الجسم. وبالمثل، الأداة الرياضية فى الطيران اعتبرت كأجزاء من أجل غرض التحليل الحــركى. ويجــب الوضع فى الاعتبار أن السرعات الخطية كميات موجهة. فمــثلاً يجــب أن تمتلك وحدات عامة للقيمة ويجب تعمل فى نفس الاتجاه إذا جمعــت جبرياً. نفس التعليق على تطبيق الإزاحات والعجلات. كذلك فى حالة المســتوى مــألوف وضــوح تلك المتجهات فى المركبتين y, x. هذا التشكيل المــتفرد للإطــار المــرجعى المتعامد ملائم لأن متجه الوزن يمكن أن يكون موازى للمحور y. بالإضافة إلى أنه عندما تهمل مقاومة الهواء سقوط الأجسام الحــرة عجلتها عملياً متساوية وتعمل نحو الجاذبية فى الاتجاه الرأسى أو فى الاتجاه y وبعجلة مقدارها صفر فى الاتجاه الأفقى أو اتجاه x. بعد عمل جميع الحســابات الضــرورية باســتخدام المركبتين المتعامدتين، يمكن تحديد متجه المحصلة المشير لكل من القيمة والاتجاه.

الــتركيب المشــترك لجسم الإنسان، الذى ربما يمثل ميكانيكياً كنظام حــلقى لحــركة الأعضاء الصلبة حول محور الدوران خلال المفاصل، يحتم

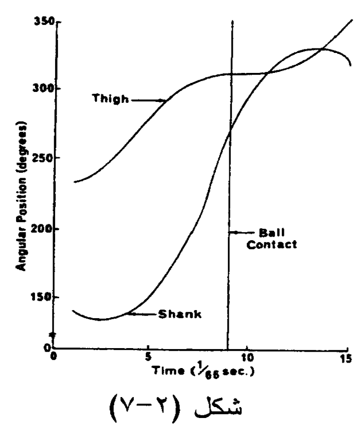
الـتركيز عـلى الوضع الزاوى وسرعة وعجلة الأطراف. فى أى تحليل، من المفيـد تسجيل العلاقة بين وضع وزمن الأعضاء المختلفة على الرسم البيانى. عندما يتشابه عمل خريطة السرعات الزاوية، والعجلات الزاوية، أهمية قواعد الأطراف فى المهارة وتداخلها ربما تكون أكثر وضوحاً وادراكاً وتفسيراً. نأخذ مـثالاً ضرب كرة القدم بأداء الاقتراب المستقيم عن طريق لاعب ماهر. يمكن قيـاس تـتابع أوضـاع السـاق والفخـذ من أحد مركب تتابعات بلاجنهوف Plagenhoef (١٩٩٦م)، شـكل (٢-٦)، وعندئذ تُرسم كدالة بالنسبة للزمن. شكل (٢-٧) (٤٢).



شكل (٢-٦)

تتابع مركب الاقتراب المستقيم لركل كرة القدم (٦٦ إطار/ثانية)

(عن بلاجينهوف (١٩٧١م))



شكل (٢-٧)

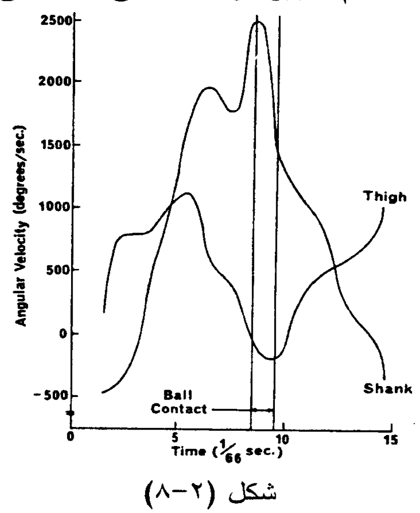
العلاقة بين الوضع الزاوى- الزمن لكل من الفخذ والساق فى ركل كرة القدم

لإقلال تأثر القياس والخطأ التجريبى حول تتابع اختلاف الدالتين، يمكن تهذيـب البيانات باستخدام إما الطريقة اليدوية أو تكنيات التوافيق. من تلك العلاقـات، نحسـب السـرعة الزاوية لكل من العضوين شكل (٢-٨). تمهيد منحـنى السـرعة الـزاوية- الزمن ربما أيضاً يؤدى كأساس لدراسة العجلة الزاوية.

يشـير الاعتـناء بتحليل تلك المنحنيات إلى فكرة عامة حول الحركة الزاوية للأطراف فى الأداء. توضع الأسئلة التالية فى الاعتبار :

ما هى الاختلافات فى السرعة الزاوية بين مجموعات أعضاء الجسم؟
هل العضو البعيد يبقى متسارع عند الاتصال بالكرة أو هل تظل سرعته ثابتة؟
ما هى قيم السرعات الزاوية والعجلات الزاوية خلال مدى الحركة حتى اتمام

الاتصال بالكرة؟ الإجابة على تلك الأسئلة وأسئلة أخرى مرتبطة بمعدل دوران أعضاء الجسم، وكذلك عدم تجهيز الوصف الكلى الميكانيكى للمهارة.



شكل (٢-٨)

العلاقة بين السرعة الزاوية- الزمن للفخذ والسا ق فى ركل كرة القدم

يجـــب أن يدمـــج التحليل الميكانيكى كلا الحركتين الخطية والدورانية للأطراف. ففى حالة ركل كرة القدم، السرعة الخطية المطلقة فى الخطوة عند الاتصـــال بالكرة ليست فقط الوظيفة للسرعة الزاوية للفخذ والساق ولكن أيضاً للســـرعة الخطيـــة للجســـم ككل. نفس الحالة يمكن التركيز عليها فى الإزاحة والعجـــلة. وكذلـــك فى الإمكان حساب الإزاحة الخطية والسرعة والعجلة لأى نقطـــة عـــلى أى عضـــو للجسم من البيانات الكمية الأساسية لوصف ميكانيكا الأداء.

باعتـــبار العضـــو الصـــلب مثل بالمتجه r **بالنهاية الأولى للوضع** A والأخـــرى للوضع B. عندما يتحرك هذا العضو، **الإزاحة المطلقة لوضع** A تكون معادلة للإزاحة النسبية لوضع A مع اتصالها بـــB (افتراض أن عزم B ثـــابت وأن الجسم يدور حولها) + **الإزاحة المطلقة لى B. هذه العلاقة تعرض** فى الشكل (٢-٩) ويمكن صياغتها كما يلى :

$S_A = S_{A/B} + S_B$

شكل (٢-٩)

إزاحة أحد نهاية العضة بحرية عامة فى **مستوى الحركة**

$S_A = S_{A/B} + S_B$

حيث أن مقدار الإزاحة الخطية النسبية

$r * \Delta\theta = S_{A/B}$

فى حالة سرعة A الخطية :

$V_A = V_{A/B} + V_B$

حيث أن السرعة الخطية النسبية $rx\omega = V_{A/B}$ **مع مقدار** $r*\omega$ واتجاهها عند الزاوية القائمة للعضو. بالمثل عجلة A الخطية المطلقة تحدد من العلاقة:

$a_A = a_{A/B/} + a_B$

يمكن تقسيم العجلة النسبية إلى العجلة العادية **ومركبة العجلة** المماسية.

$$A_{A/B} = (a_{A/B})_n + (a_{A/B})_t$$
$$= \omega \times (\omega \times r) + \alpha \cdot r$$

المركبـــة العاديـــة قيمتهـــا $\omega * r^2$ وتتجه من A نحو B. وهى تكون مرتـــبطة بمعدل زمن تغير اتجاه السرعة. المركبة المماسية تعكس التغير فى مقدار السرعة بارتباطها بالزمن. ويكون مقدارها $\alpha * r$ واتجاهها يكون مماس لمسار A.

تـــلك العلاقـــات يمكـــن امـــتدادها لحركة عضوين أو أكثر فى نفس المســـتوى. التحـــليل فى حالة تعدد حركة العضو عامة يبدأ عند نهاية العضو الـــذى عرفت سرعته المطلقة. القدم تتفلطح على الأرض أو اليد تظل قابضة عـــلى اســـتناد ثابت ليعطى مثلاً ملائماً لبداية النقاط حيث تكون السرعة صفر عـــند ســـطح الاتصـــال. إذا عُـــرف تطابق طول العضو، والوضع والسرعة الزاوية، السرعة الخطية الملطقة للنهاية الأخرى للطرف يمكن تحديدها. وبنفس معلومات الأعضاء بالضبط يمكن إجراء التحليل من أحد الأعضاء إلى التالى.

يمكـــن الحصـــول عـــلى القيمة التقريبية المطلقة للباراميترات الخطية الكيـــنماتيكية لأى نقطـــة على أى عضو للجسم عن طريق التسليم بأن حركة الـــنقطة المـــنفردة بيـــن وضعين متتاليين تكون فى خط مستقيم. عندئذ يمكن استخدام المعادلة :

$$V = \frac{\Delta r}{\Delta t}, \qquad a = \frac{\Delta v}{\Delta t}$$

بشـــرط أن معـــدل العينة يكون بكفاية عالية، والخطأ الناتج عن ذلك التبسيط سوف يكون غير دال احصائياً.

ثالثاً : التحليل البيوكيناتيكى The biokinetics analysis

الكيـــناتيكا فـــرع مـــن فروع الديناميكا تهتم بوصف مسببات الحركة (القـــوى). وهى أعـــلى مســـتوى تحليل ميكانيكى ويزيد مهمتها تعقيداً حركة الإنســـان فى الرياضـــة. بســـبب تعقيدات بحث طبيعة جسم الإنسان، قليل من الباحثين فى التربية الرياضية قاموا بدراسة وضع التحليل الكيناتيكى. عادة هذا المظهر الديناميكى يتم تبسيطه. ويعامل اللاعب مستقلاً كأنه نظام حلقى. نادراً مـــا تعـــبر المراجع عن مفهوم القصور الذاتى مترجماً إلى اصطلاحات كمية. ويجب اتخاذ مدخل دقيق جداً فى كلا الأبحاث التجريبية والحسابات النظرية لو أردنا فهم أكثر لإتمام مساهمة التحليل الكيناتيكى.

١ـ الكتلة وعزم القصور الذاتى : Mass and moment of inertia

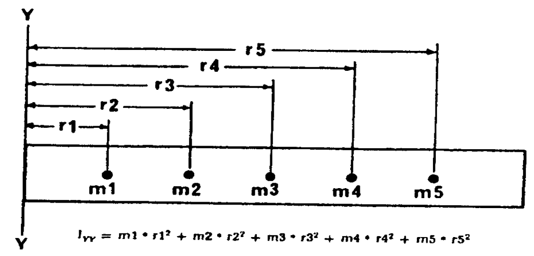
بيـــنما تهـــتم الكيـــناتيكى بصفة مبدئية بتأثير القوى، فإنها تهتم أيضاً ببارميترات الكتلة وعزم القصور الذاتى. والكتلة وعزم القصور الذاتى لا تتغير بالنســـبة للأجسام الصلبة وتمثل مقاومة للعجلة الخطية والزاوية على التوالى. يتطـــلب التحليل الكيناتيكى لنظام الحركة الخطية أى معلومات عن كتلة النظام بينما يجب معرفة الكتلة وعزم القصور الذاتى عندما نبحث دوران الحركة فى مستوى عام، والحركة فى الفضاء.

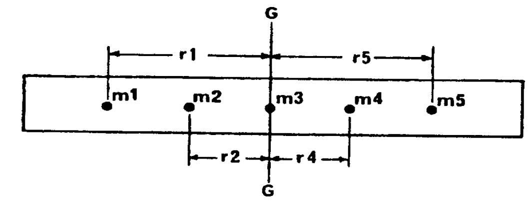
يحدد عزم القصور الذاتى بالاصطلاحات الرياضية كما يلى :

$$\sum_{1=1}^{1=n} m_1 * r_1^2 \text{ or } \int r^2 \, d\, m$$

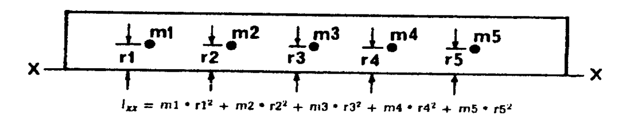
حيث أن m_1، dm تمثل أحد جسيمات كتلة تتحرك حركة دورانية، r، r_1 تمثل المسافة العمودية بين كتلة الجسم والمحور العمودى للدوران.

يعرض الشكل (٢-١٠) أن أى قيم تشير إلى عزم القصور الذاتى ليس لها أى معنى بدون تحديد المحور الخاص بها. لذلك أى جسم صلب له عدد من عزوم القصور الذاتى غير محدودة، واحد لكل من المحاور التى يمكن رسمها خلال الكتلة أو مركز المفصـــل. إذا كـــان الجســـم لـــه ثلاث محاور متماثلة، اصـــطلح عـــلى أن تلك المحاور هى المحاور الأساسية لعزوم القصور الذاتى للجسم.





$I_{GG} = m1 \cdot r1^2 + m2 \cdot r2^2 + m4 \cdot r4^2 + m5 \cdot r5^2$



شكل (٢-١٠)

عزم الصور الذاتى للجسم النموذجى

التبديل الموضوعى للقيم فى الأمثلة المعطاة فى الشكل (٢-١٠) سوف يصـــور حقيقة أن أصغر عزم قصور ذاتى لأى واحد من مجموعات المحور المـــوازى ســـوف يكون عزم القصور الذاتى حول أى محور يمر بمركز ثقل الكتلة. وهى أيضاً يمكن تعرض أن عزم القصور الذاتى فيما يتعلق بأى محاور موازية للمحور المار بمركز ثقل الكتلة تكون معادلة لعزم القصور الذاتى حول المحور الأخير مضافاً إليه ناتج الكتلة ومربع المسافة العمودية بين المحورين المـــتوازيين (مســـافة الانـــتقال) شكل (٢-١٠). هذه العلاقة، تعرف بنظرية المحاور المتوازية، وهى تطبق غالباً على أجزاء جسم الإنسان.

اســـتخدام التعليق على أهمية عزم القصور الذاتى يتوقف على نصف قطـــر الدوران (K). حقيقة حساب عزم القصور الذاتى يجب عمله بعد معرفة حقيقة إمكانية تحديد نصف قطر الدوران.

$$K = \sqrt{\frac{I}{m}}$$

$$I = m\,k^2$$

أيضاً المعادلة لم تحفظ كوجود طبيعى، ربما k حدد كمسافة من محور الـــدوران إلى أى نقطـــة افتراضية حيث أن تركيز الكتلة الكلية للجسم سوف تمتـــلك نفـــس عـــزم القصور الذاتى كالذى يحدث فى حالة التوزيع الأصلى (دريلليز Drillis وكونتينى Contini (١٩٦٦م) (١٤). سيكون التأكيد على أن نصـــف قطر الدوران لا يمكن استخدام تبديله بالمسافة من محور الدوران إلى مركز ثقل كتلة الجسم. والمسافتين منفصلتين فى تواجدهما تماماً.

٢- مدخل عام للتحليل الكيناتيكى :

اخـــتيار أفضـــل إعداد لمدخل حل مشاكل الكيناتيكا المنفردة يكون أهم مفـــتاح لـــنجاح الـــبحث. مبدئياً نتبع ثلاث خطوات عند محاولة تحديد أفضل الطرق هى :

أ- يجـــب أن يكون تحديد النظام قيد البحث بعناية. هل النظام يشمل جسم اللاعب كله؟ هل هناك أداة رياضية مساعدة كعصا الهوكى أو الجولف يتضمنها النظام؟ هل هناك رغبة فى أن يقتصر التحليل على طرف أو طرفين فقط؟

بناء على هذه القواعد، سوف يقسم النظام كجسيم صلب (كأجزاء صلبة صـــغيرة) أو نظـــام حـــلقى. كل صنف سوف يتأثر بتعاقب اختيار محاولات الحركة.

ب- يجـــب المطابقـــة والإشارة إلى جميع القوى الخارجية التى تعمل على النظام على الرسم للجسم الحر. سوف تخصص نقاط تطبيقها وخطوط عمـــلها. عـــند هذه المرحلة، ننصح بتحديد كلا القوى المعروفة وغير المعـــروفة والمسافات فى المشكلة قيد البحث. ربما يتطلب الافراط فى تعدد المجاهيل إعادة تحديد النظام أو المشكلة.

جـ- أخيـــراً، يجـــب أن نعـــطى اهتمامنا لطبيعة الحركة كأساس لاختيار الطـــريقة الخاصـــة للتحليل. حيث أن كثير من القوى الخارجية غير معبرة على الاستقرار خلال أداء المهارة، ربما يكون من المرغوب فيه فحص قيمها واتجاهها عند لحظة خاصة خلال مراحل الحركة.

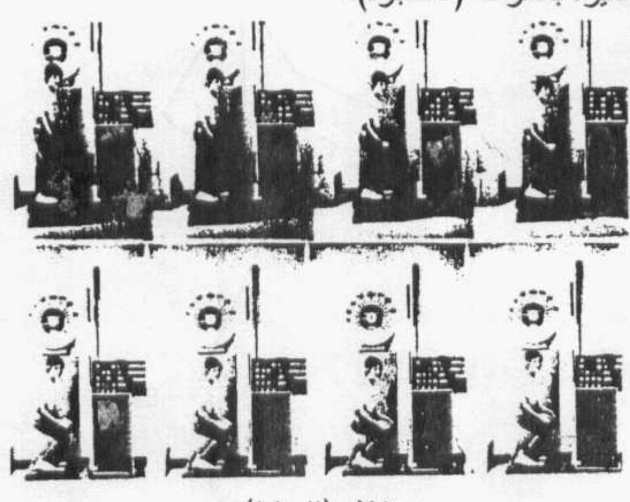
مدخل القوة – الكتلة – العجلة سيكون مناسباً من أجل التحليل اللحظى للقوى موضع الاهتمام. عندما يكون ملائماً بحث عمل القوى لإتمام مسافة خاصة، عندئذ اشتقاق معادلات الحركة من مبادئ الشغل– الطاقة ربما يستخدم. بمعنى أخر العلاقات بين الدفع، وكمية الحركة ملائمة من أجل تحليل عمل القوى خلال إعطاء مراحل زمنية ويجب أن تستخدم فى جميع حالات الارتداد. تطبيق هذا المدخل العام للتحليل الكيناتيكى فى المشاكل البيوميكانيكية نوضحها فى الأمثلة التالية :

١ – رد فعل قوة الأرض : Ground reaction force

فى جميع الأنشطة الرياضية يتحرك اللاعب فوق الأرض عن طريق رد فعل الأرض عند بعض الزمن خلال الأداء. المركبة المماسية لهذه القوة تؤدى إلى الاحتكاك الضرورى من أجل الحركة بينما المركبة العادية تكون مستقلة وهامة فى الحصول على الارتفاع اللازم. مثلاً لارتداد كرة السلة، وحائط صد الكرة الطائرة، والوثب لأعلى أو فجوة الرقص. أيضاً، منصة القوى هى أفضل نوع أداة لبحث تموج هذه القوة، وأيضاً يمكن استخدام نوعية جيدة من ميزان الوزن لتقدير المركبة الأفقية خلال حصر الحركات، مثل ثنى الركبتين أو رفع الذراعين.

يعرض الشكل (٢–١١) تمرين معملى على الميزان. استخدم لتسجيل إزاحة مركز ثقل كتلة جسم الفرد (تقريباً بواسطة نقطة على المقعدة) والمقدار المحدود الرأسى لقوة رد فعل الأرض بينما استخدم كل تمرين لتقديم مفاهيم

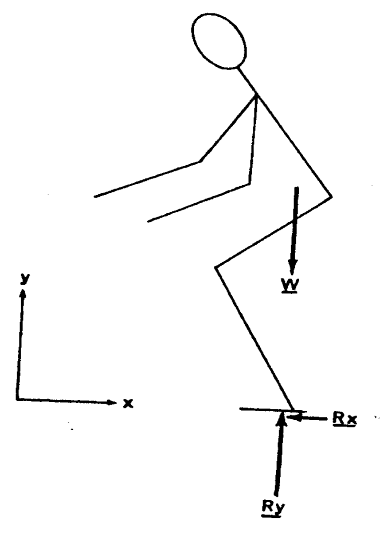
أســـاس تنوع قوة رد الفعل كان جهاز ميزان الوزن غير ملائم لدراسة طبيعة الحركة المميزة بالسرعة (المتفجرة).



شكل (٢-١١)

إجراءات معملية لدراسة عدم الاستقرار فى المركبة الرأسية لقوة رد فعل الأرض

الحـــركة الاعدادية للوثب العمودى من الوقوف تمثل المجموعة العامة لـــتوليد رد فعـــل الأرض استجابة لحركة الجذع والأطراف. من أجل التحليل الكيناتيكى لهذه الحركة. يحدد الجسم كنظام للواثب. هذه حالة خاصة يهمل فيها الـــدوران بـــدون أى خطـــأ حقيقى فى الحسابات. ومع ذلك، ربما مُثل النظام كجســـيم (مركـــز الكتلة) خلال الكتلة يعادل جسم الفرد. رسم الجسم الحر فى الشـــكل (٢-١٢) يشـــير إلى أن وزن الجســـم يعمل عمودياً لأسفل من مركز الكتـــلة. منصـــة القـــوة التى يقف عليها الواثب تبذل قوة رد الفعل التى يمكن ظهورها كمركبة رأسية (عادية) ومركبة أفقية (مماسية).



شكل (٢-١٢)

رسم الجسم الحر للارتقاء فى الوثب العمودى

بالنســـبة لفحـــص قيم القوى فى النقاط المتتالية خلال الارتقاء الأفضل اتمامها عن طريق تطبيق قانون نيوتن التالى (طريقة القوة – الكتلة– العجلة).

عند بذل القوة على مستوى منفرد، تصبح معادلة الحركة كما يلى :

$\Sigma F_x = m\ a_x$, $\Sigma F_y = m\ a_y$

$R_x = m\ a_x$, $R_y - w = m\ a_y$

حيـــث أن x, y تمثل متجهات المركبة على التوالى، a= عجلة مركز ثقـــل كتـــلة جسم الواثب، m= كتلة الجسم التى تظل ثابتة، R_y, R_x تشير إلى المركبتين الأفقية والرأسية لقوة رد الفعل، w = وزن اللاعب.

حيــث أن الارتفــاع هــو الهدف الأول فى هذا المثال سوف ينصب التركيز التفصيلى على الاتجاه الرأسى للارتقاء.

يمكــن إعادة صياغة معادلة الحركة لاستخلاص المركبة الرأسية لقوة رد الفعل (R_y) كما يلى :

$$\Sigma F_y = m\ a_y$$
$$R_y - W = m\ a_y$$
$$R_y = m\ a_y + W$$

نــتيجة لــلعلاقة الموضحة فى الفحص السابق يتضح أن قيمة قوة رد الفعــل الرأسية (R_y) سوف تكون أقل من وزن الجسم إذا كانت محصلة عجلة الواثــب ســالبة. وتكون قوة رد الفعل أكبر من وزن الجسم إذا كانت محصلة عجلة الواثب موجبة. وفى حالة ما إذا كانت محصلة عجلة الواثب صفر، فإن قــوة رد فعل الواثب الرأسية تعادل وزن الجسم. لذا فإن القوة، الكتلة، والعجلة تحدد حركة مركز ثقل كتلة الجسم عند النقط المخصصة بالضبط.

مثال :

عندما تكون قوة رد الفعل الرأسية للواثب مقدارها ١٩٠٠ نيوتن ووزنه ٧٠٠ نيوتــن، أثــبت أن عجــلة مركــز ثقــل كتلته عند هذه اللحظة ١,٧٠ متر/ثانية/ثانية.

الحل :

أولاً : يجب تحويل الوزن بالنيوتن إلى الوزن بالكيلوجرام.متر/ثانية/ثانية

∴ ٧٠٠ نيوتن = $\frac{٧٠٠}{١٠}$ = ٧٠كجم.م/ث٢

∴ الكتلة = $\frac{٩,٨١ \times ٧٠}{٩,٨١}$ = ٧٠كجم

ثانياً : تحول قوة رد الفعل الرأسية من النيوتن إلى كجم.م/ث٢

∴ ١٩٠٠ نيوتن = $\frac{١٩٠٠}{١٠}$ = ١٩٠كجم.م/ث٢

$R_y = W + m\,a_y$

$\therefore R_y = 70 + 70\,a_y$

$\therefore 190 = 70 + 70\,a_y$

$\therefore 190 - 70 = 70\,a_y$

$\therefore 120 = 70\,a_y$

$\therefore a_y = \frac{120}{70} = 1.7 \text{ m/sec.}^2$

الجـــدول (٢-٣) والشكل (٢-١٣) يوضحان معلومات عن كينماتيكية وكيناتيكية الارتقاء فى الوثب العمودى. حسابات سرعة وعجلة مركز ثقل كتلة جســـم الواثب الذى يزن ١٤٤ رطل، وقوة رد فعل الأرض المساعدة نُمذجت بعـــد تجهيـــز البيانات التجريبية المختلفة التبصر بالمهارة (جيررش Gerrish ١٩٣٤م) (٣٤). مـــبدئياً، للإعداد للوثب يتسارع الجسم لأسفل بالتركيز على الاتجاه السالب. كنتيجة قوة رد الفعل الرأسية تقع تحت وزن الجسم. بينما تظل

الحـــركة لأســـفل، كإشارة إلى قيم الوضع والسرعات السالبة، وبدء الجسم فى التســـارع إيجابياً. تعكس هذه العجلة الموجبة قوة رد الفعل الرأسية التى تفوق وزن الفـــرد. إذا تمت القياسات والحسابات عند تكرار أكثر من فترات زمنية بيـــنية، يجب التنبيه لأن أقصى سرعة سالبة تتزامن مع قوة رد الفعل الرأسية المتكافـــئة مـــع وزن الجســـم. إذن تزيد السرعة لتقترب من القيمة الإيجابية القصـــوى قـــبل الارتقاء. مع ذلك يبدأ تباطؤ الجسم بالضبط قبل ترك الأرض كنتيجة تناقص سرعات الأطراف. عندما يصبح الواثب حراً فى الهواء، يكون هدفـــاً لتأثير قوة واحدة فقط، قوة وزن جسمه. وبالتبعية R_y تكون صفر، تظل عجلة مركز كتلته ثابتة وسالبة وتعمل نحو الجاذبية ويستمر تناقص سرعته.

عجلة مركز ثقل كتلة الواثب هى محصلة عجلات جميع أعضاء الجسم المنفردة. لذا :

$$ma = m_1a_1 + m_2a_2 + m_3a_3 + \ldots + m_na_n$$

$$a = \frac{m_1a_1}{m} + \frac{m_2a_2}{m} + \frac{m_3a_3}{m} + \ldots \frac{m_na_n}{m}$$

حيث تمثل $m_n \ldots m_1$ كتل الأعضاء، $a_n \ldots a_1$ تشير إلى عجلات مراكز كتـــلها عـــلى الـــتوالى. يتضح أن مساهمة كل عضو فى العجلة الكلية تكون متناســـبة مـــع كـــل مـــن الكتلة والعجلة لمركز الكتلة العضوية. لفهم العلاقة المتداخلة وتأثير الأجزاء المتباينة للجسم خلال المرحلة الاعدادية للوثب، سوف يراعى أن العجلة لكل عضو منفصلة ومرتبطة بالحركة كلها.

بالإضـــافة إلى فحـــص قيم القوى ومحصلة حركة الواثب عند النقاط المتـــتالية فى الزمن، من المهم بحث التغير فى كمية حركته التى يحدث خلال الارتقـــاء. عندما تعمل القوة خلال فترة زمنية (الدفع)، تسبب التغير فى كمية الحـــركة وتعرف بكمية الحركة momentum. فى هذه اللحظة الخاصة التى يعـــامل فيها الواثب كنقطة للكتلة، ربما يقتصر التحليل على التركيز على الدفع الخطى، كمية الحركة الخطية. علاقة الدفع الخطى – وكمية الحركة اشتقت من قانون الحركة الثانى لنيوتن :

$$\Sigma F = a\,m$$

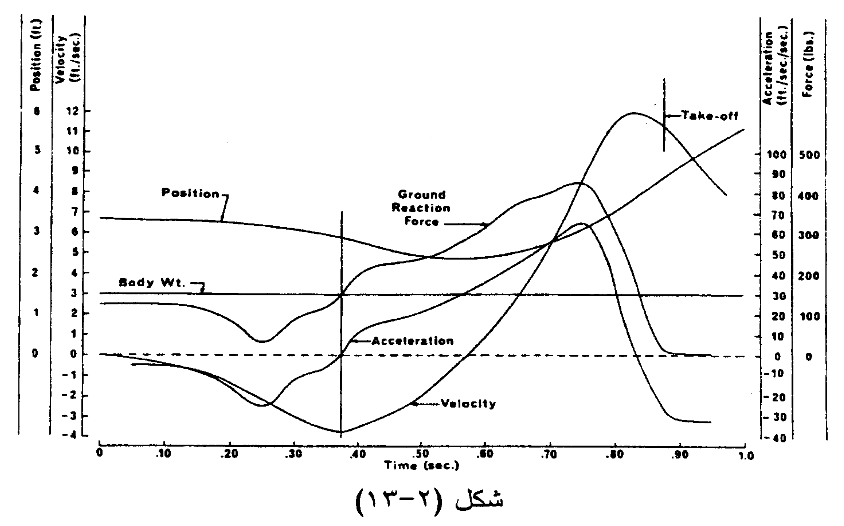
$$\Sigma F = \frac{mdv}{dt}$$

$$\int F\,dt = \int \frac{mdv.dt}{dt}$$

جدول (٢-٣)

كينماتيكا وكيناتيكا الارتقاء فى الوثب العمودى

الزمن (ثانية)	الوضع (قدم)	الإزاحة (قدم)	السرعة (قدم/ثانية)	التغير فى السرعة (قدم/ثانية)	العجلة (قدم/ثانية٢)	رد فعل القوة (رطل)	التعليق
صفر	٣,٤٠	٠,٠١-	٠,٢٠-				
٠,٠٥	٣,٣٩	٠,٠٢-	٠,٤٠-	٠,٢٠-	٤,٠٠-	١٢٦	تزايد
٠,١٠	٣,٣٧	٠,٠٣-	٠,٦٠-	٠,٢٠-	٤,٠٠-	١٢٦	
٠,١٥	٣,٣٤	٠,٠٥-	١,٠٠-	٠,٤٠-	٨,٠٠-	١٠٨	عجلة
٠,٢٠	٣,٢٩	٠,٠٨	١,٦٠-	٠,٦٠-	١٢,٠٠-	٩٠	سالبة
٠,٢٥	٣,٢١	٠,١٤-	٢,٨٠-	١,٢٠-	٢٤,٠٠-	٣٦	
٠,٣٠	٣,٠٧	٠,١٧-	٣,٤٠-	٠,٦٠-	١٢,٠٠-	٩٠	نقص
٠,٣٥	٢,٩٠	٠,١٩-	٣,٨٠-	٠,٤٠-	٨,٠٠-	١٠٨	أقل
٠,٤٠	٢,٧١	٠,١٦-	٣,٢٠-	٠,٦٠	١٢,٠٠	١٩٨	سرعة
٠,٤٥	٣,٥٥	٠,١٢-	٢,٤٠-	٠,٨٠	١٦,٠٠	٢١٦	
٠,٥٠	٢,٤٣	٠,٠٧-	١,٤٠-	١,٠٠	٢٠,٠٠	٢٣٤	تزايد
٠,٥٥	٢,٣٦	٠,٠٠	٠,٠٠	١,٤٠	٢٨,٠٠	٢٧٠	
٠,٦٠	٢,٣٦	٠,٠٩	١,٨٠	١,٨٠	٣٦,٠٠	٣٠٦	عجلة
٠,٦٥	٢,٤٥	٠,٢٢	٤,٤٠	٢,٦٠	٥٢,٠٠	٣٧٨	موجبة
٠,٧٠	٢,٦٧	٠,٣٦	٧,٢٠	٢,٨٠	٥٦,٠٠	٣٩٦	
٠,٧٥	٣,٠٣	٠,٥٢	١٠,٤٠	٣,٢٠	٦٤,٠٠	٤٣٢	
٠,٨٠	٣,٥٥	٠,٦٠	١٢,٠٠	١,٦٠	٣٢,٠٠	٢٨٨	تناقص
٠,٨٥	٤,١٥	٠,٥٧	١١,٤٠	٠,٦٠-	١٢,٠٠-	٩٠	الارتقاء
٠,٩٠	٤,٧٢	٠,٤٩	٩,٨٠	١,٦٠-	٣٢,٠٠-	٠	
٠,٩٥	٥,٢١	٠,٤١	٨,٢٠	١,٦٠-	٣٢,٠٠-	٠	عجلة
١,٠٠	٥,٦٢						سالبة



شكل (٢-١٣)

الكينماتيكا والكيناتيكا الرأسية للارتقاء فى الوثب العمودى

$$\int_{t_i}^{t_F} F\,dt = \int_{t_i}^{t_F} \frac{m dv.dt}{dt}$$
$$= m\,(V_F - V_i)$$
$$= \Delta\, m.\, V$$

كذلك، الدفع الخطى ($\int_{t_i}^{t_F}$ Fdt) يكون دائماً متعادل مع التغير فى كمية الحركة الخطية (ΔmV). الرمز F يشتمل على جميع القوى العاملة فى النظام. يمكننا حل البعد المشترك العمودى على المحاور لأجل فحص التغير فى

الاتجاهــات الخاصة لكمية الحركة. يعرض المثال الحالى، الاتجاهات الأفقية والأكثر استقلالية، الرأسية المرتبطة، وبالتالى :

$$\Sigma F_x = R_x$$

$$\int_{t_i}^{t_F} R_x \, dt = m(V_F - V_i)$$

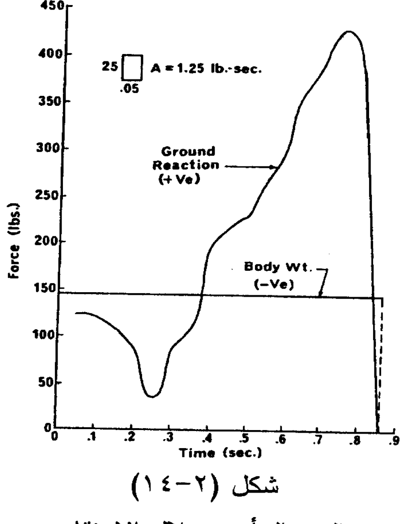
$$\Sigma F_y = R - W$$

$$\int_{t_i}^{t_F} (R_y - W) \, dt = m\left(F_{y_F} - F_{y_i}\right)$$

$$\int_{t_i}^{t_F} R_y \, dt - \int_{t_i}^{t_F} W \, dt = m\left(F_{y_F} - F_{y_i}\right)$$

يعادل دفع كل قوة المساحة تحت منحنى القوة– الزمن. يعرض الشكل (٢–١٤) القوى الرأسية ومركبات القوة الفعالة على الواثب خلال ٠,٨٦٥ ثانية اللازمـــة للارتقـــاء. عند ثبات الوزن، المساحة تحت منحناه تكون على شكل مســـتطيل قاعدتـــه ٠,٨٦٥ ثانية وارتفاعه ١٤٤ رطل وناتج الدفع ١٢٤,٥٦ رطـــل/ثانيـــة. مع ذلك قوة تموج قوة رد الفعل الرأسية تكون استجابة لعجلة أعضـــاء الجســـم المنفردة. المساحة تحت المنحنى ربما تحدد باستخدام مقياس الســـطوح Planimeter. بالـــتعاقب يمكـــن تقسيمها إلى مربعات صغيرة أو مستطيلات بأحجام مناسبة. تلك المساحات الصغيرة تجمع لتعطى تقدير الدفع. أســـفل منحـــنى القوة الرأسية (R_y)– الزمن فى المثال الحالى، تساوى حوالى ١٤٣ مـــربعاً (القـــاعدة ٠,٠٥ ثانية، الارتفاع ٢٥ رطل) والتى كل منها تمثل ١,٢٥ رطـــل .ثانيـــة. ويشـــير هـــذا إلى أن الدفع الرأسى يساوى ١٧٨,٧٥

رطل.ثانية خلال الفترة الزمنية البينية الخاصة. تلك القيم تقوم مقام العلاقة بين الدفع الخطى وكمية الحركة وتوضيح السرعة الرأسية لمركز ثقل كتلة الواثب عند الارتقاء.



شكل (٢-١٤)

الدفع الرأسى خلال الارتقاء

$$\int_{0}^{0.865} R_y\, dt - \int_{0}^{0.865} W\, dt = m\left(F_{y_F} - F_{y_i}\right)$$

$$178.75 - 124.56 = \frac{144}{32}\left(F_{y_F} - 0\right)$$

$$F_{y_F} = \frac{54.19 * 32}{144} = 12.04 \text{ Ft/sec.}$$

هذا أحسن انسجام لحساب القيم.من إزاحة مركز ثقل الكتلة.

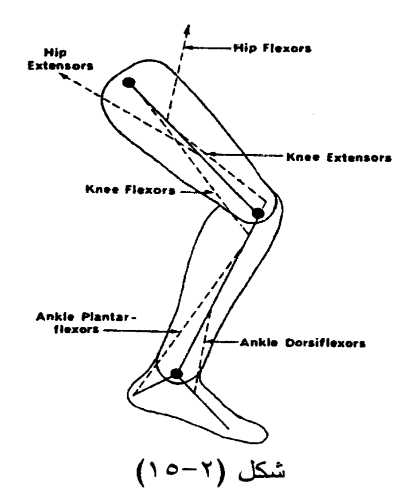
للإنجـــاز المؤثـــر لسرعة الارتقاء، يجب أن يكون الواثب قادراً على توليـــد الدفـــع الأساسى من قوة رد فعل الأرض. هذه القوة تتباين مباشرة مع عجلة الأعضاء المنفردة. لذلك، لتحسين أكبر مركبة رأسية موجبة لرد الفعل، يجـــب تطـــابق أكبر عجلة لأسفل للجذع والأطراف. درس رامى Ramey (١٩٧٢م) (٤١) الدفع فى الوثب الطويل، وأوضح أن المد السريع القوى للرجل أدى إلى المساهمة الرئيسية فى الدفع الرأسى. نظرياً أى زيادة فى قوة رد فعل الدفـــع يمكـــن اتمامهـــا بأحد الأمرين إما عن طريق زيادة قيمة القوة أو زمن تأثيرها. إذا قلت الفترة الزمنية البينية، يجب أن يظهر بناء قوة رد الفعل مبكر فى الارتقـــاء أكبر وأسرع وأعلى من أجل الحصول على تكافؤ المساحة تحت منحنى القوة– الزمن.

عزم القوة العضلية Muscle torque

معـــرفة فعاليـــة العضـــلات وقدرتها على البدأ والسيطرة على جميع حـــركات أعضـــاء الجســـم ربمـــا يمكـــن الحصول عليها عن طريق التحليل الكيـــناتيكى. لذا، من أجل معظم الأغراض العملية، يكون فى الإمكان، تحديد قيمـــة واتجـــاه قوى العضلات منفصلة فى أى حالة ديناميكية. بسبب الفروق الفردية فى التركيب التشريحى، وضع اتصال العضلات بالعظام بالضبط غير نموذجى. بالإضافة إلى، لو كل عضلة عوملت مستقلة فى التحليل الميكانيكى، عـــدد المجهولات سوف تفوق معادلات الحركة، ويجعل ذلك المشكلة عويصة. من أجل تلك الأسباب، يدفعنا الحديث إلى نمذجت محصلة القوة العضلية (شكل (٢–١٥)) ودراسة محصلة عزوم القوة العضلية التى تولدها.

طـــرق القـــوة – الكتـــلة– العجلة لاشتقاق معادلات الحركة للأجسام الصلب ربما تستخدم لتحديد قيم تلك العزوم عند اللحظات المتتابعة فى الحركة. بالتبعية، مجموعة تباينها كدوال بالنسبة للزمن ربما بحثت بارتباطها بكينماتيكا الحركة.

وصـــف ديـــلمان Dillman (١٩٧١م) (١١) تـــلك **الأسس فى** دراسة كيـــناتيكا استعادة وضع الرجل فى الجرى السريع. مثل **الطرف السفلى** كنظام من ثلاث أجسام صلبة متشابهة وركز على فردية كل **منها فى تتابع** التحليل الذى بدء بالقدم وتدرج إلى الساق والفخذ. الأشكال من (٢–١٥) **إلى** (٢–٢٠) توضـــح التمـــثيل البيانى الحر لاتجاهات أوزانها العضوية **عمودية** لأسفل من مراكـــز كتلـــتها على التوالى، ومثلت قوة رد فعل المفصل بالمركبتين الأفقية والرأســـية، ومحصلة القوة العضلية عبر كل مفصل. والمحصلة هى مجموعة مـــتجه جميع القوى العضلية المنفردة، كل من المشتركة وغير المشتركة التى تعمـــل على المفصل المعين. سوف تتسبب محصلة القوى العضلية فى إحداث عزم دوران يطابق عزوم جميع القوى الأصلية المكونة له.



شكل (٢-١٥)

محصلة القوى العضلية للطرف السفلى النموذجية

لإنجـــاز مشـــتملات التمثيل البيانى الحر للجسم، ولتسهيل تتابع عملية الحساب وتحليل البيانات، يجب اتخاذ الإجراءات التالية :

١- خطوط عمل القوى المتجهة لأعلى وإلى اليمين تكون موجبة، بينما التى اتجهت لأسفل أو لليسار تكون سالبة.

٢- اعتبار الدوران مع عكس عقرب الساعة موجب counterclockwise . الدوران مع عقرب الساعة سالب clockwise.

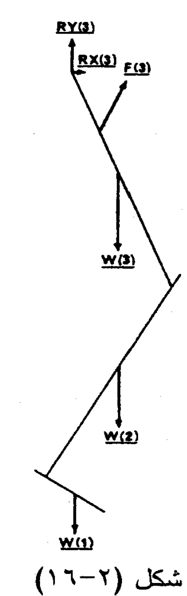
٣- جميع الزوايا المنسوبة للمحور الأفقى الأيمن تبدأ بصفر.

٤- مركـــبات محصـــلة القـــوة ومحصلة عزوم دوران القوة العضلية عند الطـــرف القريب proximal end للعضو توضح على التمثيل البيانى

الحـــر للجســـم بإشـــارة موجبة بينما تلك التى عند الطرف البعيد distal end للعضـــو تمـــثل على التمثيل البيانى الحر للجسم بإشارة سالبة.

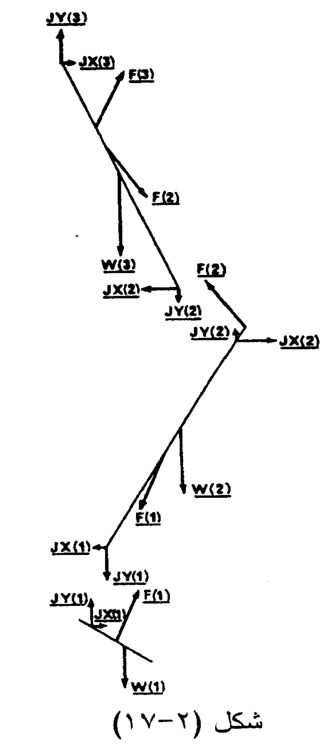
٥- الرموز المستخدمة تشتمل على :

W(i)	Segment weight	وزن العضو
$J_x(i)$, $J_y(i)$	S and y components of joint reaction force	المركـــبات x, y لقـــوة رد فعل المفصل
F(i)	Resultant muscle force	محصلة القوى العضلية



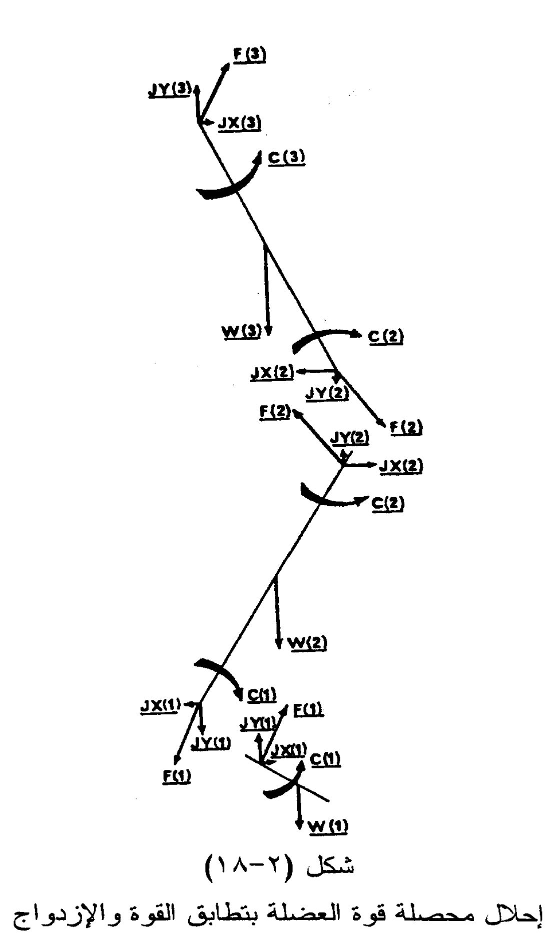
شكل (٢-١٦)

التمثيل البيانى الحر للطرف السفلى



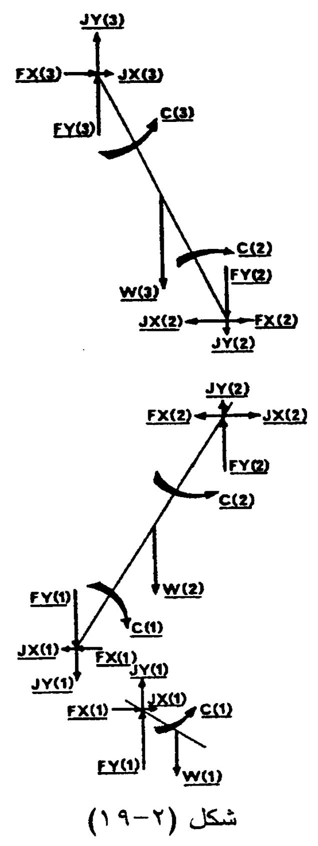
شكل (٢-١٧)

التمثيل البيانى الحر للأعضاء الثلاثة للطرف



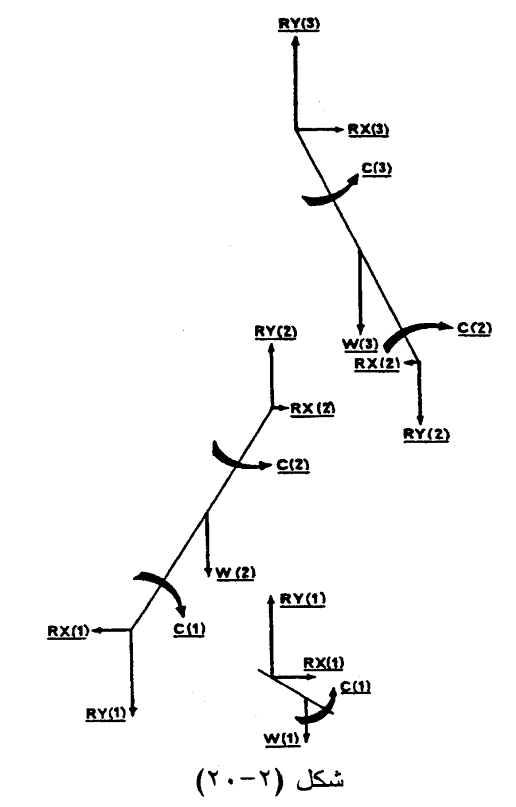
شكل (٢-١٨)

إحلال محصلة قوة العضلة بتطابق القوة والإزدواج



شكل (٢-١٩)

منظور محصلة قوة العضلة فى المركبتين الأفقية والرأسية



شكل (٢-٢٠)

تركيبة مركبات القوة العضلية ورد فعل المفصل مع
مركبات محصلة القوة عند المفصل

$F_x(i), F_y(i)$ X and y components of resultant force

(مركبة محصلة القوة y, x)

$C(i)$ Force couple generated by resultant muscle force

إزدواج القوة المتولد عن طريق قوة العضلة

$R_x(i), R_y(i)$ X,y components of combined resultant force and joint reaction forces

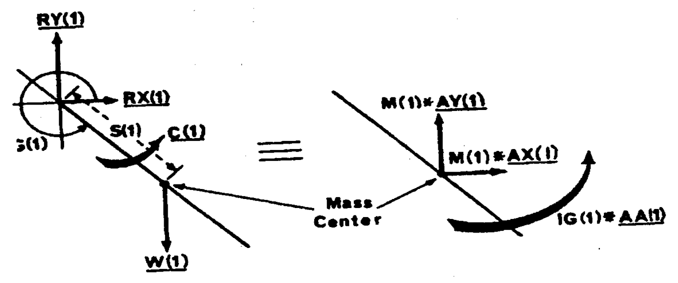
y, x مركبتى تركيبة محصلة قوة العضلة ورد فعل المفصل

حيــث أن i= ارتــباط ١، ٣ بمعانى المتغيرات الخاصة بالأعضاء أو المفاصل مع توضيح أن (١) القدم أو رسغ القدم، (٢) أسفل الرجل أو الركبة، (٣) الفخذ أو مفصل المقعدة.

ســلم بأنــه عــند إعادة مرور موضع الرجل تكون حددت المستوى المــنفرد، ويمكــن اشــتقاق ثــلاث معادلات حركة بجمع القوى فى اتجاهين متعامدين وبجمع عزوم القوة حول النقطة المعطاة. كثير من تلك المتغيرات فى التحــليل الميكــانيكى تشتمل على الأوزان العضوية، وعزوم القصور الذاتى، مواضـــع مركـــز الكتلة، وأطوال الطرف والعجلات الخطية والزاوية ويمكن تحديدها إما عن طريق التصوير بالفيديو أو بتقديرها من الدراسات السابقة. مع ذلك، تبقى خمس مجاهيل فى التمثيل البيانى لقدم الجسم الحر هى: مقدار، اتجاه قوة رد فعل المفصل، ومقدار، اتجاه ونقطة تطبيق محصلة قوة العضلة. يمكن استخدام المعالجة الرياضية بتجميع تلك المجاهيل فى عدد أكثر سهولة. محصلة قــوة العضــلة يمكــن إعــادة وضعها بقوة تعادل المقدار والاتجاه عند مركز

المفصل والإزدواج المطابق للدوران المتأثر بالقوى الأصلية حول المفصل كما فى شـــكل (٢-١٨). مـــن أجـــل التبسيط، ربما تنقل قوة العضلية بتوضيحها بالمركبتين الأفقية والرأسية بالمقدار المناسب كما فى شكل (٢-١٩). أكثر من ذلــــك، ربما مركبتى قوة العضلة جمعت مع قوة رد فعل المفصل شكل (٢-٢٠). إذن، يمكـــن انقـــاص عدد المجاهيل فى التمثيل البيانى للجسم الحر إلى ثلاثـــة بالضـــبط هى: محصلة عزوم القوة العضلية، ومقدار واتجاه ربط القوة العضـــلية وقوة رد الفعل عند المفصل. بنفس الأسلوب بالضبط يمكن أن يكون العمل فى التمثيل البيانى للجسم الحر لأسفل الرجل والفخذ.

فى تطـــبيق طـــريقة القوة- الكتلة- العجلة لاشتقاق معادلات الحركة، يعـــدل نظام التمثيل البيانى الحر للجسم إلى تمثيل بيانى للكتلة- العجلة كما فى شكل (٢-٢١) حيث أن كلاهما له نفس المحصلة (ميريم Meriam (١٩٦٦م)) (٣١). يعرض التمثيل البيانى للكتلة- العجلة العجلة الخطية لمركز الكتلة (عادة تكون فى شكل مركبة) مضروبة فى الكتلة العضوية فمثلاً يعادل الإزدواج ناتج عـــزم القصـــور الذاتى للعضو حول المحور المار بمركز كتلته والمتعامد مع مســـتوى الحـــركة والعجلة الزاوية للعضو. بينما يمكن عمل الإزدواج فى أى مكان فى مستوى الحركة، فهو عادة يرسم حول مركز الكتلة.



التمثيل البيانى للكتلة – العجلة   التمثيل البيانى للجسم الحر

شكل (٢-٢١)

قاعدة اشتقاق معادلات الحركة للقدم

المعادلات الثلاثة للحركة لحركة القدم إذن نحصل عليها عن طريق ما يلى :

١- جمع القوة فى الاتجاه الأفقى ويعدل وضعها إلى أزمنة الكتلة العضوية للعجلة الأفقية لمركز الكتلة

$$R_x(1) = M(1) * A_x(1)$$

٢- جمـــع القـــوى فى الاتجـــاه الرأسى وتعديل وضعها إلى أزمنة الكتلة العضوية للعجلة الرأسية لمركز الكتلة

$$R_y(1) - W(1) = M(1) * A_y(1)$$

٣- جمـــع عـــزوم القوة حول مركز الكتلة وتعديل وضعها إلى ناتج عزم القصور الذاتى للعضو بالنسبة إلى مركز كتلتها والعجلة الزاوية للعضو

$$C(1) + R_x(1) * S(1) * \sin(Ang(1)) - R_y(1) * S(1) * \cos(Ang(1)) = IG(1) * AA(1)$$

حيـــث أن $R_y(1), R_x(1)$= مركبـــتى محصلة القوة العضلية وقوة رد الفعل عند مفصل رسغ القدم، $W(1), M(1)$ = كتلة ووزن القدم على التوالى، $A_y(1), A_x(1)$= مركبتى العجلة الخطية لمركز كتلـــة القـــدم، $C(1)$= عزم محصــــلة القـــوة العضلية أو الازدواج عند القدم، $S(1)$= المسافة من المفصل القريب إلى مركز كتلة القدم، $AA(1)$= العجلة الزاوية للقدم، وغالباً يرمز لها بالحرف اليونانى ألفا (α)، $Ang(1)$= زاوية القدم مع اليمين الأفقى فى اتجاه عقـــرب الســـاعة وتقاس عند مفصل رسغ القدم، $IG(1)$ عزم القصور الذاتى للقدم حول مركز كتلتها أو مركز الجاذبية.

إن معادلة العزم ربما فى بعض الأحيان يعبر عنها كما يلى :

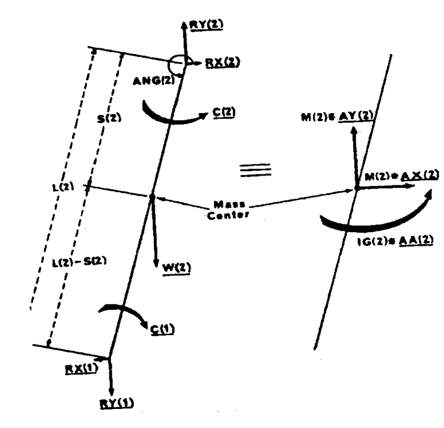
$$\Sigma M_0 = I \alpha$$

عـــادة هـــذه العلاقـــة تطبق فقط فى حالات خاصة التى فيها (o) هى الـــنقطة الثابـــتة أو مركز كتلة الجسم الصلب. والمدخل الأكثر تعميماً الذى لا يتطـــلب تلك الحالات الخاصة ربما يستخدم. يمكن جمع العزوم حول أى نقطة عـــلى التمثيل البيانى للجسم الحر وتعدل المجموعة إلى مجموع العزوم حول نفـــس النقطة على التمثيل البيانى للكتلة- العجلة. اصطلاحات القوى- الكتلة- العجـــلة التى خطوط عملها لا تمر خلال النقطة المختارة تمتلك تأثير دورانى حـــول هذه النقطة. فمثلاً سوف يمكن جمع العزوم المتطابقة حول مفصل رسغ القدم باستخدام المعادلة التالية :

$$C(1)-W(1) * S(1) * \cos(Ang(1))= IG(1) * AA(1) + M(1) * A_y(1) * S(1) * \cos (Ang(1)) - M(1) * A_x(1) * S(1) * \sin(Ang (1))$$

حيث تتساوى مشتقات معادلة العزم.

الـــتدقيق فى الفحص شكل (٢-٢٠) يوحى بأن قوة رد الفعل، محصلة قوة العضلية و/أو محصلة عزم العضلة على الجانب الأخر للمفصل تتعادل فى المقــدار وتتضاد فى الاتجاه. إذا ارتبط القدم، وأسفل الرجل والفخذ معاً فى أى مرحـــلة من مراحل التحليل، سوف تلغى قوة العضلة والمفصل عند رسغ القدم كـــل مـــنها الأخرى وسوف لا يظهر توضيحها فى المعادلات: ومع ذلك، قيم $C(1)$، $R_x(1)$، $R_y(1)$ المحـــددة من معادلات الحركة للقدم يمكن تبديلها إلى علاقـــة القـــوة- الكتـــلة - العجلة لأسفل الرجل. بالمثل يكن استخدام $C(1)$، $R_y(2)$، $R_x(2)$ مـــن أسفل الرجل فى معادلات الحركة من أجل الفخذ. كذلك ســـوف تحول كل اشتقاق لمعادلات الحركة إلى مسلمات حيث تعبر العضلات فقـــط مفصل واحد أو حيث يمكن اعتبار اندلاج القوة بمفصلين جدير بالاهمال فى التحليل.



شكل (٢-٢٢)

أساس اشتقاق معادلات الحركة لأسفل الرجل

فى اشــتقاق معــادلات الحــركة لأسفل الرجل والفخذ، نفس المبادئ والمــتغيرات المناسبة توظف مع إضافة طول العضو (L). المعادلات الثلاثة لأسفل الرجل يتم الحصول عليها عن طريق ما يلى : (شكل (٢-٢٣))

١- جميع القوى فى الاتجاه الأفقى :

$$R_x(2) - R_x(1) = M(2) * A_x(2)$$

٢- جمع القوى فى الاتجاه الرأسى

$$-R_y(1) + R_y(2) - W(2) = M(2) * A_y(2)$$

٣- جمع عزوم القوة حول مركز كتلة العضو

$$-C(1) + C(2) + R_x(1) * (L(2 - S(2)) * \sin(Ang(2)) - R_y(1) * (L(2)-S(2)) * \cos(Ang(2)) - R_y(2) * S(2) * \cos(Ang(2)) + R_x(2) * S(2) * \sin(Ang(2)) = IG(2) * AA(2)$$

يمكن تطوير المعادلات الثلاث للحركة من أجل الفخذ بطريقة مشابهة. عندما تحل تلك المعادلات لمركبتى محصلـــة القــوة $R_y(i), R_x(i)$ وازدواج محصـــلة العضلة $C(i)$، إلى إشارة موجبة يتضح أن المتجه المستقل اتجه فى الاتجـــاه الصـــحيح الموضح على التمثيل البيانى للجسم الحر بينما أى علامة سالبة تعنى أن المتجه يؤثر فى الاتجاه المضاد.

اســتفاد ديــلمان Dillman (١٩٧٠م) (٧٠) من تلك المبادئ للقوة- الكتــلة- العجلة فى تحديد قيم محصلة عزوم القوة العضلية عند مفاصل القدم، الركــبة والمقعدة. من خلال تلك البيانات ومعلومات كينماتيكا الطرف السفلى، تمكــن مــن تحديد نموذج لمجال مجموعة نشاط العضلة المسئولة عن حركة

تغطيـــة الـــرجل فى الجـــرى الســـريع. كما قام باحثون أخرون مثل ايلفتمان Elftman (١٩٤٠م) (١٦)، بيرســـون ومســـاعده Pearson and his associates (١٩٦٣م) (٣٧)، وبلاجنهـــوف Plagenhoef (١٩٦٦م) (٤٠)، (١٩٧١م) (٣٨) أيضـــاً باســـتخدام هـــذا المدخـــل لدراسة ديناميكا أداء جسم الإنسان.

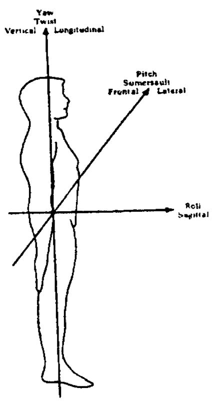
٢- حالات السقوط الحر : Free fall conditions

فى الرياضـــة، لا استثناء للمؤدى أو أداته الرياضية عند التجريب فى حالـــة عدم الارتكاز أو السقوط الحر. بعض تلك الأنشطة، التى تشمل الجولف Golf، التـــنس Tennis، الريشة الطائرة Badminton، والوثب على الجليد sky Jumping تنتفع بتأثير مقاومة الهواء.

والـــبعض الأخـــر مـــثل تلك المسجلة فى الجدول (٢-٤) يمكن فيها التغاضى عن مقاومة الهواء، وعلى ذلك يكون عملية تسهيل ميكانيكية التحليل جديـــرة بالاهتمام. علاوة على ذلك المناقشة فى هذا الفصل سوف تكون ضيقة بمقدار محدود للسقوط الحر فى المهارات الرياضية التى يمكن أن يكون إهمال مقاومة الهواء فيها مسلم به.

ربمـــا يقسم أداء أى مهارة فى حالة عدم الارتكاز كحركة مستوى عام أو كحركة فضاء عامة. لذا، يمكن أن يكون التحليل باصطلاحات انتقال مركز كتلة اللاعب وحركة دوران الجسم وأجزائه. لو أن الحركة فى أى حيز مكانى طبيعى، ربما تشتمل مركبات الانتقال الثلاثة على : مركبة فى الاتجاه الرأسى

ومركبتان فى المستوى الأفقى فى حالة تعامد كل منهما على الأخرى. الدوران بطـــريقة مماثـــلة اصطلح على أنه حول أى محور رأسى Vertical axis أو محـــور طولى Longitudinal axes للجسم كما حول محورين أفقيين، اللذين عـــادة يـــتطابقان مـــع المستوى الجبهى Frontal plane، والمستوى السهمى Sagittal plane للجسم. فى الرياضة، الدورانات حول المحورين الطولى أو الرأسى مألوف حدوثها كاللف والدورة الهوائية شكل (٢-٢٣). فى اصطلاحات الفضاء، الثلاث محاور توضح الانحراف عن الخط المستقيم Yaw، الانحدار pitch، الـــدوران roll عـــلى التوالى. أيضاً الهدف الأساسى لأى مهارة ربما يكون انجاز أقصى قيمة لأحد تلك المركبات الستة مثل الارتفاع فى التصويب بـــالوثب، وهى أكثر تعميماً فى البحث عن التركيب الأنسب لمحورين أو أكثر كما فى حالة الدورة الهوائية مع اللف.



شكل (٢-٢٣)

محاور دوران الجسم

جدول (٢-٤)

أهداف المهارات الرياضية

		الانتقال		الدوران	
		الارتفاع	المسافة الأفقية	الدورة الهوائية	اللف
كرة السلة	Basketball				
التصويب بالوثب	Jump shot	***			
الارتداد	Rebound	***			
التمريرة البينية	Pass interception	***	*		
الرقص	Dance		**		
الفجوة	Leap	**			
مسابقات الميدان	Field events				
الوثب العالى	High jump	***	*	*	*
الوثب الطويل	Long jump	*	***		
الوثب الثلاثى	Triple jump	*	***		
القفز بالزانة	Pole vault	***		*	*
دفع الجلة	Shot put	**	***		
رمى المطرقة	Hummer throw	**	***		
الانزلاق	Figure skating				
الوثبات	Jumps	***	*		***
الجمباز	Gymnastics				
الدورات الهوائية	Somersault	**	*	***	
الدورات الهوائية مع اللف	Twisting somersault	**	*	**	***

تابع جدول (٢-٤)

الدوران		الانتقال			
اللف	الدورة الهوائية	المسافة الأفقية	الارتفاع		
		**	***	Leaps	الفجوات
*	**	**	**	Vaults	القفزات
				Springboard diving	الغطس من السلم المتحرك
	*	*	***	Nontwisting dives	الغطسات بدون لف
	***	*	**	Somersault	الدورات الهوائية
***	**	*	**	Twisting somersault	الدورات الهوائية مع اللف
				Trampolins	الترمبولين
			***	Bouncing	الارتداد
	***		**	Somersaults	الدورات الهوائية
***	**		**	Twisting somersaults	الدورات الهوائية باللف
				Volleyball	الكرة الطائرة
			***	Block	حائط الصد
		*	***	Spike	الارسال الخاطف

تشـــير علامـــة النجمة إلى أقل موضوعية لأهمية المدى (*) حتى أكبر أهمية (***)

ويكـــون أكثر عمومية البحث عن أنسب تركيبة لاثنين أو أكثر كما فى حالة الدورة الهوائية.

متابعة مسار المقذوف عن طريق مركز كتلة الجسم خلال السقوط الحر تكون دالة لتطبيق القوة قبل انطلاق الكتلة. لإنجاز أقصى انتقال خلال مرحلة السقوط الحر يجب أن تمر قوة كبيرة خلال مركز كتلة الجسم. القوة التى خط عملها يمر بأحد جانبى مركز الكتلة تولد دوران وأيضاً انتقال. المسافة الأكبر للقوة من مركز الكتلة سيكون تأثير عزم دورانها الأكبر.

عند التسليم بإهمال مقاومة الهواء، تكون القوة المؤثرة على الجسم فى حالة عدم الارتكاز هى وزن الجسم، الذى يتجه عمودياً لأسفل (فى اتجاه z) من مركز كتلته. عندئذ لا تؤثر القوى أفقياً على الجسم، ومحصلتها تكون صفر فى الاتجاه (الأفقى) (x, y). وبالتالى السرعة الأفقية الذى قذف بها الجسم تظل بدون تغيير.

$\Sigma F_y = m\ a_y$	$\Sigma F_x = m\ a_x$
$0 = m\ a_y$	$0 = m\ a_x$
$a_y = 0$	$a_x = 0$
$v_y = \int a_y\ dt$	$v_x = \int a_x\ dt$
$a_y\ t + c$	$= a_x\ t + c$
عندما $v_y i = S_x,\ 0 = t$	عندما $v_x i = v_x,\ 0 = t$
$V_y i = C,$	$v_x i = v_x,$
$V_y i = v_y$	$v_x i = C,$
	$v_x i = v_x$

حيث أن y, x تشير إلى المركبتين الأفقيتين المتعامدتين، i= القيمة الابتدائية، dt, t تشير إلى الزمن، c= ثابت التكامل. ويستمر التكامل

$S_x = \int v_x \, dt$
$= \int v_x i \, dt$
$= v_x i \, t + c$
عندما $S_x i = S_x, 0 = t$

$S_y = \int v_y \, dt$
$= \int v_y i \, dt$
$= v_y i \, t + c$
عندما $S_y i = S_y, 0 = t$

حيث أن S تمثل الإزاحة، V تشير إلى السرعة. كما موضح بالمعادلات المركبتين الأفقيتين للسرعة لا تتغير طالما الجسم فى الهواء. ومع ذلك يمتلك الجسم نهاية لزمن خلال تواجده فى الهواء. ويحدد هذا عن طريق قيمة القوة الرأسية التى قذف بها. لحظة تواجد الجسم حراً فى الهواء، يجذب الجسم للخلف نحو الأرض عن طريق جذب الجاذبية الأرضية. ونتيجة لهذه القوة اكتساب عجلة ثابتة لكل أجزاء الجسم مقدارها -٣٢,٢ قدم/ثانية/ثانية أو ٩,٨١م/ث٢.

$\Sigma F_z = m \, a_z$

$-W = \frac{W}{g} \, a_z$

$a_z = -g = -32.2$ Ft./sec/sec

$v_z = \int a_z \, d\,t$

$= a\,z\,t + C$

عندما $v_z i = v_z, 0 = t$

$C = v_z \, i$

$V_z = a_z \, t + v_z i$

$S_z = \int v_z i \, d\,t$

$= \int (a_z \, t + v_z i) \, d\,t$

$S_z = \frac{1}{2} a_z \, t^2 + v_z \, t + C$

عندما $S_xi = S_x, 0 = t$

$$C = S_zi$$

$$S_z = \frac{1}{2} a_z t^2 + v_zi\ t + S_z\ i$$

هــذه المعــادلات تجهــز من أجل تحديد مركبات السرعة أو الإزاحة للســقوط الحر للجسم عند أى نقطة فى زمن تدبير قيم إزاحتها وسرعتها عند لحظة قذفها المعروفة. ويمكن حساب محصلتها أيضاً من العلاقة التالية :

$$S = \sqrt{S_x^2 + S_y^2 + S_z^2} \qquad V = \sqrt{V_x^2 + V_y^2 + V_z^2}$$

يستخدم أيضاً انتقال مركز الكتلة مبدئياً فى التحليل الكيناتيكى، بمجرد اشتقاق المعادلات تتحول المشكلة إلى أحد المشاكل الكينماتيكية. لذلك، ليس من الضرورة معرفة قيم القوى التى يمكن أن تتنبأ بخصائص مسار المقذوف، من الــرؤية العمــلية للنقطة، يعنى هذا أن مسار مركز نقطة المؤدى يتأسس عند الارتقاء. بمجرد كسر الاتصال مع سطح الاتصال، لا يمكنه تعديل مسار قذفه إلا أنــه ربمــا يستطيع تحريك أعضاء جسمه بالنسبة لمركز كتلته. بناء على ذلــك، حــركة المشى فى الهواء Hitch kick لواثب الوثب الطويل لا تبدل مســار مركز كتلته وأيضاً تتضمن سيطرته على دوران الجسم. بالمثل لاعب الترمــبولين الــذى يــبدأ الدورة الهوائية بسرعة أفقية زائدة ربما يهبط على الأرض بالرغم من أى شدة لهياج دورانه الذى ربما يفعلها فى الهواء.

إذن ما هى أنسب زاوية لقذف اللاعب أو أداته الرياضية؟ الجواب ليس سهلاً لظهور الاعتبار الأكثر أهمية. وهو هدف الأداء، هل هو انجاز ارتفاع، مســافة، دوران، الدقــة، أو بعض تشكيلة من اثنين أو أكثر من تلك العوامل؟

عـــندما يكون الهدف أقصى إزاحة عمودية للجسم أو أقصى زمن فى الهواء، كمـــا فى حالة حائط الصد فى الكرة الطائرة أو الارتداد فى كرة السلة سوف تكون قوة رد فعل الأرض الأكبر والممكنة متجهة عمودية لأعلى خلال مركز الكتـــلة. إذا كـــانت المســـافة الأفقية هى المقررة كما فى دفع الجلة أو الوثب الطويـــل، خـــط عمـــل القوة مرة أخرى يمر تماماً بمركز كتلة المقذوف بقدر الإمكـــان. فى هـــذه الحالة كلا مركبتى القوة الأفقية والرأسية يجب أن تتطلب زمن كافى فى الهواء يسمح بعدم إعاقة الحركة الأفقية.

إذا كـــان مســـتوى المقذوف فى نفس مستوى الهبوط استطاع المؤدى توليـــد قيـــم قوة متماثلة من خلال مدى مسار حركته. عندئذ زاوية القذف ٤٥° سوف تنجز أكبر مساحة أفقية. ومع ذلك تقابلنا فى الرياضة حالة أخرى يكون فيهـــا مستوى القذف عادة أعلى من مستوى الهبوط وهذا يؤكد انخفاض زاوية القـــذف. وأكـــثر مـــن ذلك يكون الجسم غير قادر على تطبيق مستويات قوة متعادلة عند كل زوايا القذف. عند زيادة الزاوية بالنسبة للمستوى الأفقى، يجب إضافة عمل لتغطية مقاومة الوزن. نتيجة لذلك المهمة تصبح أكثر صعوبة.

تميـــل جميع تلك العوامل لتأييد اقلال زاوية القذف أقل بكثير من ٤٥°. لذلـــك، عـــند تقديـــر أنسب زاوية قذف لأداء معين، يجب التفكير فى الهدف المعـــطى للنشاط، تباين القوة العضلية من خلال مدى الحركة، وارتفاع القذف بالنسبة لمستوى الهبوط. يجب أيضاً الأخذ فى الاعتبار مقاومة الهواء أو الماء عند الحساب إذا كان لها تأثير فى المخرجات.

يعــرض الجدولين (٢-٥)، (٢-٦) نتائج طيران الرمى كدالة لارتفاع الانطــلاق وقيمة واتجاه سرعته عند الانطلاق. أنجزت السرعة الأفقية فى كل حالــة وحسبت من معادلات الحركة الجزئية فى السقوط الحر المشتقة فى أول هــذا الفصــل. مسابقة دفع الجلة أيضاً تمثل أحد أبسط أمثلة السقوط الحر فى الرياضــة، الفحــص الدقيــق للبيانات سوف يزود المدرس والمدرب ببعض المعلومات المفيدة.

من عرض الحسابات النظرية، ظهرت حسابات خاصة أجيزت. أولاً، ارتفاع الرمى عند الانطلاق يرتبط مباشرة بالمسافة الأفقية المنجزة للجلة. إذا استخدمت سرعات القذف الواقعية، عند القذف من ارتفاع ٨ أقدام من الأرض ســوف ينــتقل المقذوف واحد قدم أكثر من المقذوف المماثل له الذى قذف من ارتفاع سبعة أقدام.

جدول (٢-٥)

المسافة الأفقية للرمى كدالة لسرعة وارتفاع الانطلاق

	سرعة الانطلاق			مسافة الرمى كدالة بالنسبة لارتفاع الانطلاق				
المحصلة	الأفقية (قدم/ث)	الرأسية	الزاوية (°)	٦	٦,٥	٧,٠ (قدم)	٧,٥	٨
٢٨	٢٤,٢٥	١٤,٠٠	٣٠,٠٠	٢٨,٧٢	٢٩,٢١	٢٩,٧٠	٣٠,١٧	٣٠,٦٣
٢٨	٢٤,٠٠	١٤,٤٢	٣١,٠٠	٢٨,٩٢	٢٩,٤١	٢٩,٨٨	٣٠,٣٤	٣٠,٧٩
٢٨	٢٣,٧٥	١٤,٨٤	٣٢,٠٠	٢٩,١٠	٢٩,٥٨	٣٠,٠٤	٣٠,٥٠	٣٠,٩٤
٢٨	٢٣,٤٨	١٥,٢٥	٣٣,٠٠	٢٩,٢٧	٢٩,٧٣	٣٠,٣١	٣٠,٦٣	٣١,٠٦
٢٨	٢٣,٢١	١٥,٦٦	٣٤,٠٠	٢٩,٤٠	٢٩,٨٦	٣٠,٤٠	٣٠,٧٤	٣١,١٧
٢٨	٢٢,٩٤	١٦,٠٦	٣٥,٠٠	٢٩,٥٢	٢٩,٩٧	٣٠,٤٨	٣٠,٨٣	٣١,٢٥
٢٨	٢٢,٦٥	١٦,٤٦	٣٦,٠٠	٢٩,٦١	٣٠,٠٥	٣٠,٥٣	٣٠,٨٩	٣١,٣٠
٢٨	٢٢,٣٦	١٦,٨٥	٣٧,٠٠	٢٩,٦٨	٣٠,١١	٣٠,٥٥	٣٠,٩٣	٣١,٣٣
٢٨	٢٢,٠٦	١٧,٢٤	٣٨,٠٠	٢٩,٧٣	٣٠,١٤	٣٠,٥٥	٣٠,٩٥	٣١,٣٤
٢٨	٢١,٧٦	١٧,٦٢	٣٩,٠٠	٢٩,٧٥	٣٠,١٦	٣٠,٥٣	٣٠,٩٤	٣١,٣٣
٢٨	٢١,٤٥	١٨,٠٠	٤٠,٠٠	٢٩,٧٤	٣٠,١٤	٣٠,٤٨	٣٠,٩١	٣١,٢٩
٢٨	٢١,١٣	١٨,٣٧	٤١,٠٠	٢٩,٧١	٣٠,١٠	٣٠,٤١	٣٠,٨٥	٣١,٢٢
٢٨	٢٠,٨١	١٨,٧٤	٤٢,٠٠	٢٩,٦٦	٣٠,٠٣	٣٠,٣٠	٠٧٧.	٣١,١٣
٢٨	٢٠,٤٨	١٩,١٠	٤٣,٠٠	٢٩,٥٧	٢٩,٩٤	٣٠,١٨	٣٠,٦٦	٣١,٠١
٢٨	٢٠,١٤	١٩,٤٥	٤٤,٠٠	٢٩,٤٩	٢٩,٨٢	٣٠,٠٢	٣٠,٥٢	٣٠,٨٦
٢٨	١٩,٨٠	١٩,٨٠	٤٥,٠٠	٢٩,٣٣	٢٩,٦٨	٣٠,٨٤	٣٠,٣٦	٣٠,٦٩
٢٨	١٩,٤٥	٢٠,١٤	٤٦,٠٠	٢٩,١٧	٢٩,٥١	٢٩,٦٤	٣٠,١٧	٣٠,٥٠
٢٨	١٩,١٠	٢٠,٤٨	٤٧,٠٠	٢٨,٩٨	٢٩,٣١	٢٩,٤٠	٢٩,٩٦	٣٠,٢٧
٢٨	١٨,٧٤	٢٠,٨١	٤٨,٠٠	٢٨,٧٦	٢٩,٠٩	٢٩,١٤	٢٩,٧٢	٣٠,٠٢
٢٨	١٨,٣٧	٢١,١٣	٤٩,٠٠	٢٨,٥٢	٢٨,٨٤	٢٩,١٤	٢٩,٤٥	٢٩,٧٥
٢٨	١٨,٠٠	٢١,٤٥	٥٠,٠٠	٢٨,٢٥	٢٨,٥٦	٢٨,٨٦	٢٩,١٥	٢٩,٤٤

تابع جدول (٢-٥)

المحصلة	سرعة الانطلاق الأفقية (قدم/ث)	الرأسية	الزاوية (°)	مسافة الرمى كدالة بالنسبة لارتفاع الانطلاق (قدم) ٦	٦,٥	٧,٠	٧,٥	٨
٢٩	٢٥,١١	١٤,٥٠	٣٠,٠٠	٣٠,٣٦	٣٠,٨٧	٣١,٣٦	٣١,٨٥	٣٢,٣٢
٢٩	٢٤,٨٦	١٤,٩٤	٣١,٠٠	٣٠,٥٩	٣١,٠٩	٣١,٥٧	٣٢,٠٤	٣٢,٥١
٢٩	٢٤,٥٩	١٥,٣٧	٣٢,٠٠	٣٠,٧٩	٣١,٢٨	٣١,٧٦	٣٢,٢٢	٣٢,٦٧
٢٩	٢٤,٣٢	١٥,٧٩	٣٣,٠٠	٣٠,٩٨	٣١,٤٥	٣١,٩٢	٣٢,٣٧	٣٢,٨٢
٢٩	٢٤,٠٤	١٦,٢٢	٣٤,٠٠	٣١,١٣	٣١,٦٠	٣٢,٠٦	٣٢,٥٠	٣٢,٩٤
٢٩	٢٣,٧٦	١٦,٦٣	٣٥,٠٠	٣١,٢٧	٣١,٧٢	٣٢,١٧	٣٢,٦١	٣٣,٠٣
٢٩	٢٣,٤٨	١٧,٠٥	٣٦,٠٠	٣١,٣٨	٣١,٨٢	٣٢,٢٦	٣٢,٦٨	٣٣,١٠
٢٩	٢٣,١٦	١٧,٤٥	٣٧,٠٠	٣١,٤٦	٣١,٩٠	٣٢,٣٢	٣٢,٧٤	٣٣,١٥
٢٩	٢٢,٨٥	١٧,٨٥	٣٨,٠٠	٣١,٥٢	٣١,٩٤	٣٢,٣٦	٣٢,٧٧	٣٣,١٧
٢٩	٢٢,٥٤	١٨,٢٥	٣٩,٠٠	٣١,٥٥	٣١,٩٨	٣٢,٣٧	٣٢,٧٧	٣٣,١٦
٢٩	٢٢,٢٢	١٨,٦٤	٤٠,٠٠	٣١,٥٥	٣١,٩٦	٣٢,٣٥	٣٢,٧٤	٣٣,١٢
٢٩	٢١,٨٩	١٩,٠٣	٤١,٠٠	٣١,٥٣	٣١,٩٢	٣٢,٣١	٣٢,٦٩	٣٣,٠٦
٢٩	٢١,٥٥	١٩,٤٠	٤٢,٠٠	٣١,٤٧	٣١,٨٦	٣٢,٢٤	٣٢,٦١	٣٣,٩٧
٢٩	٢١,٢١	١٩,٧٨	٤٣,٠٠	٣١,٣٩	٣١,٧٧	٣٢,١٤	٣٢,٥٠	٣٣,٨٦
٢٩	٢٠,٨٦	٢٠,١٥	٤٤,٠٠	٣١,٢٩	٣١,٦٥	٣٢,٠١	٣٢,٣٧	٣٢,٧١
٢٩	٢٠,٥١	٢٠,٥١	٤٥,٠٠	٣١,١٥	٣١,٥١	٣١,٨٦	٣٢,٢٠	٣٢,٥٤
٢٩	٢٠,١٥	٢٠,٨٦	٤٦,٠٠	٣٠,٩٨	٣١,٣٣	٣١,٦٧	٣٢,٠١	٣٢,٣٤
٢٩	١٩,٧٨	٢١,٢١	٤٧,٠٠	٣٠,٧٩	٣١,١٣	٣١,٤٦	٣١,٧٩	٣٢,١١
٢٩	١٩,٤٠	٢١,٢٥	٤٨,٠٠	٣٠,٥٧	٣٠,٩٠	٣١,٢٢	٣١,٥٤	٣١,٨٥
٢٩	١٩,٠٣	٢١,٨٩	٤٩,٠٠	٣٠,٣١	٣٠,٦٣	٣٠,٩٣	٣١,٢٦	٣١,٥٦
٢٩	١٨,٦٤	٢٢,٢٢	٥٠,٠٠	٣٠,٠٣	٣٠,٣٤	٣٠,٦٥	٣٠,٩٥	٣١,٢٥

تابع جدول (٢-٥)

سرعة الانطلاق				مسافة الرمى كدالة بالنسبة لارتفاع الانطلاق				
المحصلة	الأفقية (قدم/ث)	الرأسية	الزاوية (˚)	٦	٦,٥	٧,٠ (قدم)	٧,٥	٨
٣٦	٣١,١٨	١٨,٠٠	٣٠,٠٠	٤٣,٢٣	٤٣,٨١	٤٤,٣٨	٤٤,٩٣	٤٥,٤٨
٣٦	٣٠,٨٦	١٨,٥٤	٣١,٠٠	٤٣,٦٦	٤٤,٢٣	٤٤,٧٨	٤٥,٣٢	٤٥,٨٦
٣٦	٣٠,٥٣	١٩,٠٨	٣٢,٠٠	٤٤,٠٦	٤٤,٦١	٤٥,١٥	٤٥,٦٦	٤٦,٢٠
٣٦	٣٠,١٩	١٩,٦١	٣٣,٠٠	٤٤,٤٢	٤٤,٩٦	٤٥,٤٨	٤٦,٠٠	٤٦,٥١
٣٦	٢٩,٨٥	٢٠,١٣	٣٤,٠٠	٤٤,٧٤	٤٥,٢٦	٤٥,٧٨	٤٦,٢٨	٤٦,٧٨
٣٦	٢٩,٤٩	٢٠,٦٥	٣٥,٠٠	٤٥,١٢	٤٥,٥٣	٤٦,٠٣	٤٦,٥٣	٤٧,٠١
٣٦	٢٩,١٢	٢١,١٦	٣٦,٠٠	٤٥,٢٦	٤٥,٧٦	٤٦,٢٥	٤٦,٧٣	٤٧,٢١
٣٦	٢٨,٧٥	٢١,٦٧	٣٧,٠٠	٤٥,٤٦	٤٥,٩٥	٤٦,٤٣	٤٦,٠٠	٤٧,٣٦
٣٦	٢٨,٣٧	٢٢,١٦	٣٨,٠٠	٤٥,٦٣	٤٦,١٠	٤٦,٥٧	٤٧,٠٢	٤٧,٤٨
٣٦	٢٧,٩٨	٢٢,٦٦	٣٩,٠٠	٤٥,٧٥	٤٦,٢١	٤٦,٦٦	٤٧,١١	٤٧,٥٥
٣٦	٢٧,٥٨	٢٣,١٤	٤٠,٠٠	٤٥,٨٢	٤٦,٢٧	٤٦,٧٢	٤٧,١٥	٤٧,٥٦
٣٦	٢٧,١٧	٢٣,٦٢	٤١,٠٠	٤٥,٨٦	٤٦,٢٩	٤٦,٧٣	٤٧,١٥	٤٧,٥٧
٣٦	٢٦,٧٥	٢٤,٠٩	٤٢,٠٠	٤٥,٨٥	٤٦,٢٧	٤٦,٦٩	٤٧,١١	٤٧,٥١
٣٦	٢٦,٣٣	٢٤,٥٥	٤٣,٠٠	٤٥,٧٩	٤٦,٢١	٤٦,٦٢	٤٧,٠٢	٤٧,٤١
٣٦	٣٥,٩٠	٢٥,٠١	٤٤,٠٠	٤٥,٦٩	٤٦,١٠	٤٦,٤٩	٤٦,٨٩	٤٧,٢٧
٣٦	٢٥,٤٦	٢٥,٤٦	٤٥,٠٠	٤٥,٥٥	٤٥,٩٤	٤٦,٣٣	٤٦,٧١	٤٧,٠٩
٣٦	٢٥,٠١	٢٥,٩٠	٤٦,٠٠	٤٥,٣٦	٤٥,٧٤	٤٦,١٢	٤٦,٤٩	٤٦,٨٦
٣٦	٢٤,٥٥	٢٦,٣٣	٤٧,٠٠	٤٥,١٣	٤٥,٥٠	٤٥,٨٦	٤٦,٢٣	٤٦,٥٨
٣٦	٢٤,٠٩	٢٦,٧٥	٤٨,٠٠	٤٤,٨٥	٤٥,٢١	٤٥,٥٦	٤٥,٩٢	٤٦,٢٦
٣٦	٢٣,٦٣	٢٧,١٧	٤٩,٠٠	٤٤,٥٣	٤٤,٨٨	٤٥,٢٢	٤٥,٥٦	٤٥,٩٠
٣٦	٢٣,١٤	٢٧,٥٨	٥٠,٠٠	٤٤,١٦	٤٤,٥٠	٤٤,٨٣	٤٥,١٦	٤٥,٤٩

تابع جدول (٢-٥)

المحصلة	سرعة الانطلاق			مسافة الرمى كدالة بالنسبة لارتفاع الانطلاق				
	الأفقية (قدم/ث)	الرأسية	الزاوية (°)	٦	٦,٥	٧,٠ (قدم)	٧,٥	٨
٣٧	٣٢,٠٤	١٨,٥٠	٣٠,٠٠	٤٥,٢٧	٤٥,٦٦	٤٦,٤٣	٤٧,٠٠	٤٧,٥٥
٣٧	٣١,٧٢	١٩,٠٦	٣١,٠٠	٤٥,٧٤	٤٦,٣١	٤٦,٨٧	٤٧,٤٢	٤٧,٩٥
٣٧	٣١,٣٨	١٩,٦١	٣٢,٠٠	٤٦,١٦	٤٦,٧٢	٤٧,٢٧	٤٧,٨١	٤٨,٣٣
٣٧	٣١,٠٣	٢٠,١٥	٣٣,٠٠	٤٦,٥٥	٤٧,٠٩	٤٧,٦٣	٤٨,١٥	٤٨,٦٧
٣٧	٣٠,٦٧	٢٠,٦٩	٣٤,٠٠	٤٦,٩٠	٤٧,٤٣	٤٧,٩٥	٤٨,٤٦	٤٨,٩٧
٣٧	٣٠,٣١	٢١,٢٢	٣٥,٠٠	٤٧,٢٠	٤٧,٧٢	٤٨,٢٣	٤٨,٧٣	٤٩,٢٢
٣٧	٢٩,٩٣	٢١,٧٥	٣٦,٠٠	٤٧,٤٧	٤٧,٩٧	٤٨,٤٧	٤٨,٩٦	٤٩,٤٤
٣٧	٢٩,٥٥	٢٢,٢٧	٣٧,٠٠	٤٧,٦٩	٤٦,١٨	٤٨,٦٧	٤٩,١٥	٤٩,٦١
٣٧	٢٩,١٦	٢٢,٧٨	٣٨,٠٠	٤٧,٨٧	٤٨,٣٥	٤٨,٨٢	٤٩,٢٩	٤٩,٧٤
٣٧	٢٨,٧٥	٢٣,٢٨	٣٩,٠٠	٤٨,٠١	٤٨,٤٧	٤٨,٩٣	٤٩,٣٩	٤٩,٨٣
٣٧	٢٨,٣٤	٢٣,٧٨	٤٠,٠٠	٤٨,٠٩	٤٨,٥٥	٤٩,٠٠	٤٩,٤٤	٤٩,٨٧
٣٧	٢٧,٩٢	٢٤,٢٧	٤١,٠٠	٤٨,١٤	٤٨,٥٨	٤٩,٠٢	٤٩,٤٥	٤٩,٨٧
٣٧	٢٧,٥٠	٢٤,٧٦	٤٢,٠٠	٤٨,١٤	٤٨,٥٧	٤٨,٩٩	٤٩,٤١	٤٩,٨٢
٣٧	٢٧,٠٦	٢٥,٢٣	٤٣,٠٠	٤٨,٠٩	٤٨,٥١	٤٨,٩٢	٤٩,٣٣	٤٩,٧٣
٣٧	٢٦,٦٢	٢٥,٧٠	٤٤,٠٠	٤٧,٩٩	٤٨,٤٠	٤٨,٨٠	١٩,٢٠	٤٩,٥٩
٣٧	٢٦,١٦	٢٦,١٦	٤٥,٠٠	٤٧,٨٥	٤٨,٢٤	٤٨,٩٣	٤٩,٠٢	٤٩,٤٠
٣٧	٢٥,٧٠	٢٦,٦٢	٤٦,٠٠	٤٧,٦٦	٤٨,٠٤	٤٨,٤٢	٤٨,٨٠	٤٩,١٧
٣٧	٢٥,٢٣	٢٧,٠٦	٤٧,٠٠	٤٧,٤٢	٤٧,٧٩	٤٨,١٦	٤٨,٥٢	٤٨,٨٨
٣٧	٢٤,٧٦	٢٧,٥٠	٤٨,٠٠	٤٧,١٣	٤٧,٤٩	٤٧,٨٥	٤٨,٢١	٤٨,٥٦
٣٧	٢٤,٢٧	٢٧,٩٢	٤٩,٠٠	٤٦,٧٩	٤٧,١٥	٤٧,٥٠	٤٧,٨٥	٤٨,١٨
٣٧	٢٣,٧٨	٢٨,٣٤	٥٠,٠٠	٤٦,٤١	٤٦,٧٦	٤٧,٠٩	٤٧,٤٣	٤٧,٧٦

جدول (٢-٦)

مسافة دفع الجلة كدالة للحالات عند الانطلاق

محصلة سرعة الانطلاق	ارتفاع الانطلاق					
	أقدام		٧ أقدام		٨ أقدام	
(قدم/ث)	أنسبة زاوية (°)	المسافة (قدم)	أنسبة زاوية (°)	المسافة (قدم)	أنسبة زاوية (°)	المسافة (قدم)
٢٦	٣٩-٣٨	٢٦,٣٢	٣٨-٣٧	٢٧,١٠	٣٧	٢٧,٨٧
٢٨	٣٩	٢٩,٧٥	٣٩-٣٨	٣٠,٥٥	٣٨	٣١,٣٤
٣٠	٤٠	٣٣,٤٢	٣٩	٣٤,٢٤	٣٩	٣٥,٠٥
٣٢	٤١-٤٠	٣٧,٣٢	٤٠	٣٨,١٦	٣٩	٣٨,٩٩
٣٤	٤١	٤١,٤٧	٤٠,٤١	٤٢,٣٢	٤٠-٣٩	٤٣,١٦
٣٦	٤١	٤٥,٨٦	٤١	٤٦,٧٣	٤٠	٤٧,٥٨
٣٨	٤٢	٥٠,٤٩	٤١	٥١,٣٧	٤١-٤٠	٥٢,٢٣
٤٠	٤٢	٥٥,٣٦	٤١,٤٢	٥٦,٢٦	٤١	٥٧,١٣
٤٢	٤٢	٦٠,٤٨	٤٢	٦١,٣٨	٤١	٦٢,٢٧
٤٤	٤٢	٦٥,٨٥	٤٢	٦٦,٧٦	٤٢	٦٧,٦٥
٤٦	٤٣	٧١,٤٦	٤٢	٧٢,٣٧	٤٢	٧٣,٢٨

بالمثل، تقريباً تتقدم الجلة ٢ قدم أكثر من الجلة بارتفاع انطلاق ٦ قدم. وهذه الاختلافات تعطى دافع الجلة الأطول ميزة عن نظيره الأقصر (فى حالة تساوى المتغيرات الأخرى).

ثانيـــاً، أنســـب زاوية قذف تقريباً مقدارها ٤١ْ-٤٢ْ بالنسبة للمستوى الأفــقى. يتصـــف المؤدى الردئ بصغر سرعات انطلاقه، وبانخفاض أنسب زاويـــة انطـــلاق عن أفضل لاعبى القمة فى الجلة. بالإضافة إلى أن المؤدون بأعـــلى نقطـــة انطـــلاق أيضـــاً يـــنجزون أكبر مسافة أفقية من زاوية القذف المنخفضة عن اللاعبين المستخدمين نقطة انطلاق منخفضة. أخيراً قيمة سرعة الانطلاق هامة جداً لانجاح الأداء. وفى الحقيقة كل تقويم سريع للبيانات يشير إلى أن سرعة الانطلاق العامل الأكثر أهمية. بناء على ذلك فى التدريب زيادة ســـرعة الانطـــلاق ســـوف يركز عليها كلية إذا كانت تؤدى عند أعلى نقطة انطلاق وأنسب زاوية انطلاق (ميلر Miller ١٩٧٣م) (٣٢).

الـــتحرك مـــن مرحلة الانتقال إلى الدوران هى الخطوة التالية فى أى تحـــليل كيـــناتيكى. بمجرد كون المؤدى حراً فى الهواء ليس فقط يثبت مساره وإنمـــا أيضاً كمية حركته الزاوية بالنسبة لمركز الكتل. فيما يلى يكون الشرح عن طريق المبدأ الذى يقرر أن كمية الحركة الزاوية بالنسبة لمركز الكتلة تظل ثابـــتة إلا أن هـــناك تماثل لدفع الدوران حول مركز الكتلة. يحدث دفع دوران القوة (F) حول أى محور يمر خلال النقطة (O) كما يلى :

$$(AI)_0 = \int r \times F\, dt$$

حيث يتضح أن عزم الدفع الخطى :

$$L\, I = \int F\, d t$$

الرمز r يشير إلى المسافة بين وضع متجه محور المفصل وخط عمل القوة F فى حالة خاصة حيث النقطة (0) هى مركز الكتلة (g) للجسم الصلب،

ويكون دفع الدوران Angular impulse متعادل مع التغيير فى كمية الحركة الدورانية Angular momentum (H) وبناء على ذلك :

فى لحظـــة السقوط الحر حيث تكون مقاومة الهواء مهملة، القوة التى تعمل على النظام هى وزنه. وتطبق خلال مركز الكتلة ولا يمكنها امتلاك دفع بالنســـبة للكتـــلة. ومع ذلك لا يمكن حدوث أى تغيير فى كمية الحركة الزاوية بينما هذه الحالة قائمة. ويعنى ذلك أن كمية الحركة الزاوية التى أسسها اللاعب عند الارتقاء تظل ثابتة خلال مرحلة طيران أدائه. من أجل النظام المركب من عـــدة حـــلقات مثل جسم الإنسان، ربما هناك يمكن حدوث تغير بالنسبة لكمية الحركة الزاوية للأعضاء منفردة ولكن محصلة كمية الحركة الزاوية للنظام كله لا تتغير.

كمية الحركة الزاوية أو عزم كمية الحركة فى بعض الأحيان تشير إلى مسمى كمى للحركة الزاوية. كمية الحركة الزاوية كمية الحركة الزاوية لكتلة جسيم (m_1) حول المحور المار بنقطة (0) يعبر عنه كما يلى :

$$H_0 = r_i \times m_i v_i$$

حيـــث يتضـــح كمية الحركة الخطية، $m_i v_i = G$. كمية الحركة الزاوية للجســـم الصـــلب هى مجمـــوع عزوم كمية الحركة الخطية لجميع الجسيمات المـــركب منها. عندما الجسم الصلب يتحرك فى مستوى حركة، وقيمة حركته الزاوية تكون :

$$H_0 = I_g \omega + m r_g d$$

حيث أن H_0 = كمية الحركة الزاوية بالنسبة للنقطة 0

I_g = عزم القصور الذاتى للجسم بالنسبة لمركز الكتلة

v_g = سرعة مركز الكتلة

ω = السرعة الزاوية للجسم

d = المسافة العمودية من النقطة 0 حتي متجه V_g، m الكتلة

متجه كمية الحركة الزاوية يكون عادة مع مستوى الحركة فى الاتجاه المشـــار إليـــه فى قـــاعدة اليد اليمنى. عندما تكون (0) نقطة ثابتة، تنتج كمية الحركة الزاوية العلاقة التالية :

$$\begin{aligned} H_0 &= I_g\, \omega + m\, v_g\, d \\ &= (I_0 - m\, d^2)\, \omega + m\, (\omega\, d)\, d \\ &= I_0\, \omega - m\, \omega\, d^2 + m\, \omega\, d^2 \\ &= I_0\, \omega \end{aligned}$$

وبالمثل، لو أن (0) هى مركز الكتلة

$$\begin{aligned} H_g &= I_g\, \omega + m\, v_g\, d \\ &= I_g\, \omega + m\, v_g\, O \\ &= I_g\, \omega \end{aligned}$$

عند إظهار مستوى التحليل فى الحقيقة من الممكن التفكير فى أن الجسم مجموعـــة من أوضاع جسيمات صلبة خلال مرحلة عدم الارتكاز فى المهارة. حيث أن كمية الحركة الزاوية تبقى ثابتة بالنسبة لمركز الكتلة.

$$H_g = I_g\, \omega = m\, k_g^2\, \omega = \text{a constant}$$

حيث تمثل k نصف قطر الدوران. ويمكن صياغة هذه المعادلة بسهولة إلى :

$$k^2 \omega = \text{a constant}$$

بسبب عدم تغير كتلة الجسم خلال مراحل الحركة أى زيادة فى نصف قطر الدوران يسبب تناقص مطابـــق له فى السرعة الزاوية للجسم والعكس صـــحيح. ويلاحظ عامة أن لاعب الجمباز يدور أسرع فى وضع التكور عن وضـــع الجســـم المســـتقيم وبالمـــثل، لأداء الوثب مع الدوران المتعدد كما فى الـــدوران حـــول محورين مزدوجين يجب أن يكون شكل المتزحلق فى وضع مستقيم مع اقتراب الذراعين والرجل الحرة تماماً للجسم بقدر المستطاع لاقلال نصـــف الدوران بالنسبة للمحور الطولى. لذا يستطيع اللاعب التحكم فى معدل الدوران (السرعة الزاوية) عن طريق مساهمة كتلة جسمه حول مركز الكتلة. تظل كمية الحركة الزاوية الكلية حول المحور المار بمركز الكتلة مع ذلك كما هى.

التحـــليل الكينماتيكى الأكثر دقة يبنى على مبادئ كمية الحركة لمعاملة جسم الإنسان كنظام حلقى. إن تعقيد العلاقة هى إيجابية وظيفة عدد الأعضاء، وهى تكون غير مناسبة لتمثيل الجسم بالبساطة الممكنة، وعلى سبيل المثال، إذا بقيـــت الـــرجلان مستقيمتين ومضمومتين خلال الأداء، يمكن معاملتهما كعضو منفرد فضلاً عن الست حلقات المنفردة. بالإضافة إلى أن الجذع والرأس ربما أحياناً تعتبر جسم صلب واحد. إذا اعتبر المؤدى كنظام (S) ومثل عن طريق أربعـــة أعضاء صلبة كما يلى: الرأس- والجذع (Bi)، الرجلين (B_2)، الذراع

الأيسر (B_3)، والذراع الأيمن (B_4)، وكمية حركته الزاوية (H) بالنسبة لمركز كتلته (CS) تحسب كمية حركته الزاوية كما يلى :

$$H^{S}/_{CS} = H^{Bi}/_{Ci} + H^{B2}/_{C2} + H^{B3}/_{C3} + H^{B4}/_{C4} + H^{C1}/_{Cs} + H^{C2}/_{Cs} + H^{C3}/_{Cs} + H^{C4}/_{Cs}$$

الأربـــع مصـــطلحات على الجانب الأيمن للمعادلة تمثل كمية الحركة الـــزاوية (Iω) لكل جسم صلب بالنسبة إلى مركز كتلته. فى حالة خاصة، تلك المصـــطلحات اعتـــبرت كثلاث مركبات متعامدة لكمية الحركة الزاوية حول المحاور الأساسية للعضو. الأربع اصطلاحات النهائية فى علاقة كمية الحركة الـــزاوية الكلية تشير إلى كمية الحركة الخطية لكل من مركز الكتلة العضوية بالنسبـــة إلى مركز الكتلة للنظام كله. (سميث Smith وكان Kane (١٩٦٧م) (٤٣)، ميلر Miller (١٩٧٠م) (٣٣).

لـــذا، كميـــة الحـــركة الزاوية لكل عضو بالإضافة إلى كمية الحركة الخطية لكل مركز كتلة عضوية تساهم فى كمية الحركة الزاوية الكلية للجسم. نظـــراً لثبات كمية الحركة الزاوية خلال مرحلة عدم الاتصال للمهارة، تبديل حركة عضو ينعكس تأثيرها على حركة الأعضاء الأخرى. كما فى شكل (٢-٢٤). إذا تـــرك واثب الوثب الطويل لوحة الارتقاء بالافراط فى كمية الحركة الـــزاوية فـــإن توجيه دورته الهوائية يكون للأمام لأداء المشى فى الهواء. لو مســـاهمة كمية الحركة الزاوية بواسطة تعادل الأطراف لكمية الحركة الزاوية الكـــلية الحادثة عند الارتقاء، الرأس والجذع سوف يمتلكا سرعة زاوية صفر وتظل ثابتة فى وضع الارتقاء. عند توليد الأطراف كمية حركة زاوية أكثر من

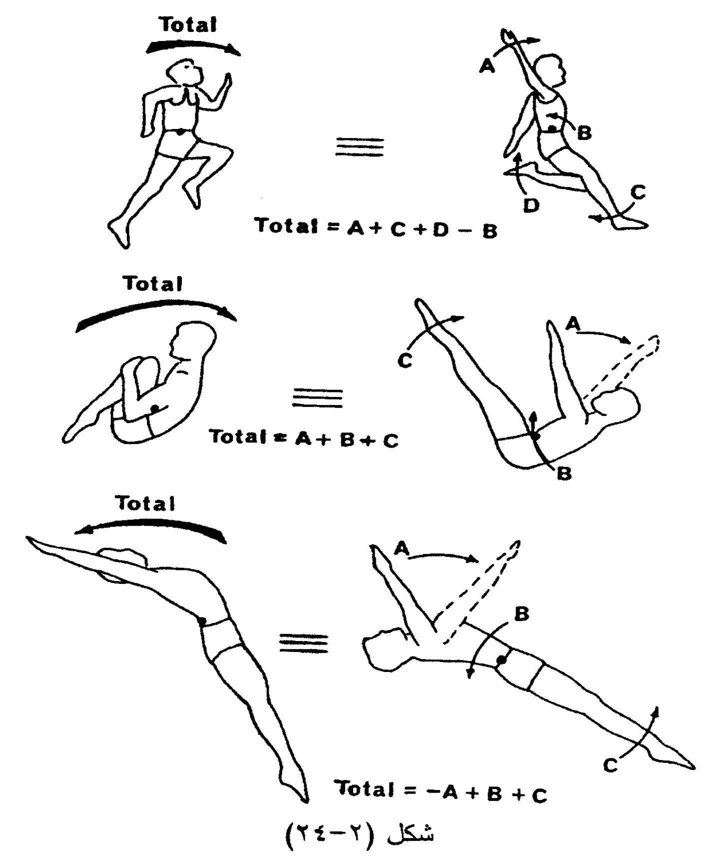
كمية الحركة الزاوية الكلية المؤسسة فى البداية، إذن سوف يأخذ الجذع الكمية المناسبة للسرعة الزاوية السالبة أو الدوران الخلفى لدرجة يحفظ بها ثبات كمية الحــركة الــزاوية للجســم كلــه. بالمثل، أداء لاعب الغطس الدورة الهوائية المــزدوجة والنصــف المكورة المعكوسة والذى يجهز للدخول فى الماء عن طــريق مــرجحة ذراعيه مستقيمتين للخلف أعلى رأسه فى اتجاه اللف لتحقيق بــطئ دوران جذعه ورجلاتيه. هذه الحركة لا تزيد فقط عزم القصور الذاتى بالنســبة لمحــورى الدوران ولكن تستخدم فى رفع بعض كمية الحركة الكلية للجســم وكذلــك هــناك تــنقص القيمة لثبات الأعضاء. بالنسبة لأداء لاعب الترمــبولين الدورة الهوائية المستقيمة الخلفية يترك الترمبولين مع مد ذراعيه أعــلى رأســه وبالــتدريج يجذبهما لأسفل جانباً فى اتجاه عكس اتجاه دوران جســمه. حركة الذراع هذه تنتج زيادة السرعة الزاوية للجذع والرجلين بسبب أنهــا تقــل مقاومة الدوران الزاوى. وهى أيضاً تنتج كمية حركة زاوية سالبة الــتى يجب استغلالها فى زيادة كمية الحركة الزاوية الموجبة المتبقية للجسم. بناء على ذلك يصبح اتمام الدورة الهوائية أسهل. التأثير على الحركة والوضع للأعضــاء الفــردية حــول ركود الجسم فى حالة السقوط الحر تكون مع ذلك معتمدة على الاصطلاحات فى علاقة كمية الحركة الزاوية للنظام الحلقى. القيم النســبية للكتل العضوية وعزوم القصور الذاتى تشير فى الجدول (٢-٧) إلى فقــط التحــليل الكمى الكيناتيكى، كذلك يمكن أن يجهز بيانات خاصة بالتأثير المنفرد على الحركة حول الأداء الكلى للمهارة.

جدول (٢-٧)

البيانات العضوية لعينة من البالغين الناتجة عن

نموذج الحاسب الآلى لهافانان Havanan

العضو	الوزن (بالرطل)	الكتلة (بالسلوج)	الطول (بالياردة)	مبدأ عزم القصور الذاتى (سلوج . ياردة . ياردة)		
				I_x	I_y	I_z
الرأس	١٢,١٠	٠,٣٨	١٢,٨٢	٤,٠٣	٤,٠٣	١,٨٨
أعلى الجذع	١٦,٩٨	٠,٥٣	٦,٠٠	٦,٤٠	٣,٨٢	٧,٠٥
أسفل الجذع	٥٥,٨٥	١,٧٣	١٦,٧٦	٥٨,٠٣	٤٨,٢٩	٢٥,١٢
اليد	١,١٣	٠,٠٤	٣,٥٤	٠,٠٤	٠,٠٤	٠,٠٤
أعلى الذراع	٤,٧٣	٠,١٥	١٢,١٠	١,٩٠	١,٩٠	٠,٢٤
أسفل الذراع	٢,٨٥	٠,٠٩	١٠,٠١	٠,٧٥	٠,٧٥	٠,٠٩
الفخذ	١٥,٥٦	٠,٤٨	١١,٦٦	٦,٢٤	٦,٢٤	٢,١٤
أسفل الرجل	٧,٥٦	٠,٢٣	١٥,٥٩	٤,٩٤	٤,٩٤	٠,٤١
القدم	٢,٣١	٠,٠٧	١٠,٢٠	٠,٦٢	٠,٦٢	٠,٠٦



شكل (٢-٢٤)

المساهمة الفردية للعضو فى كمية الحركة الزاوية الكلية

المراجع

١- جيرد هوخموث : (١٩٧٨م)، الميكانيكـــا الحيويـــة وطرق البحث العـــلمى للحركات الرياضية، ترجمة كمال عبد الحميد، دار المعارف، (٢٧-٣٣، ٣٤-٥٧).

٢- عادل عبد البصير على : (١٩٨٣م/١٩٨٤م)، الميكانيكـــا الحيوية، التقويم والقيـــاس التحليـــلى في الأداء البدنى، الجهاز المركـــزى للكتب الجامعية والمدرسية والوسائل التعليمية، (٢٧-٦٧).

٣- ــــــــــــــــــــ : (١٩٩٨م)، الميكانيكـــا الحيويـــة والتكامل بين النظرية والتطبيق فى المجال الرياضى، الطبعة الثانية، (١٨٥=٢٠٩)

4- Atwater, A.E. : (1970), Movement characteristic of overarm throw: a kinamatic analysis of men and women performers: Unpublish Docoral Dissertation, University of Wisconish.

5- Batterman, C. : (1968), The techniques of springboard diving, Cambridge,. Mass: MIT Press.

6- Carlsoo, S. : (1967), A kinetic analysis of golf swing, J. Sport Med., 7 (76-82).

7- Cavanga G.A., Kamarck, L. & Mazzoleni, S. : (1971), The mechanics of sprint running, J. Physiol., (London), 217 (709-721).

8- Cavagana, G.A., Margaria, R. & Arcelli, E. : (1965), A high speed motion picture analysis of the work performed in sprint running, Res. Film, 5, (309-319).

9- Cavagana, G.A., Saibene, F.P., & Margaria, R. : (1964), Mechanial work in running, J. Appl. Physiol., 19, (249-256).

10- Chapman, S.J. : (1968), Catching a basketball, Amer. J. Phys., 36 (868-870).

11- Dillman, C.J. : (1971), A kinetic analysis of the recovery leg during spring running. In J.M. Cooper (Ed.), Selected topics on Biomechanics, Chicago: Athletic Institute.

12- ——————— : (1970), Muscular torque patterns of leg during the recovery phase of sprint running. Unpublished doctoral dissertation, Pennsylvania State University.

13- Dillman, C.J. & Nelson, R.C. : (1968), The mechanical energy transformations of pole vaulting with a fiberglass pole, J. Biomech., 1, (176-183).

14- Drillis, R. & Contini, R. : (1966), Body segment parameters, School of engineering and science, New York University, (PB 174 945; Tech. Rpt. No. 1166.03).

15- Evaes, G. : (1969), Diving- The Mechanics of springboard and firmboard techniques, London: Kaye & Ward.

16- Elftman, H. : (1940), The work done by msucles in locomotion, Amer. J. Physiol., 125. (357-366).

17-	Elftman, H.	: (1939a), The function of muscles in locomotion. Amer. J. Physiol., 125, 357-366.
18-	————————	: (1939b), Forces and energy changes in the leg during walking, Amer. Physiol. 125, 339-356.
19-	Falize, I.J.L., Lucassen, J.R. & Hunebelle, G.	: (1969), Analysis de l'impulsion dans le saut en hauter sand elan, Kinan thropoloqie, 1, (25-43).
20-	Fenn, W.O.	: (1930a), Work against gravity and work due to velocity changes in running, Amer. J. Physiol., 93 (433-402).
21-	————————	: (1930b), Frictional and kinetic factors in the work of sprint running, Amer. J. Physiol., 92 (583-611).
22-	Gerrish, P.H.	: (1934), A dynamic analysis of the standing vertical jump, New York, Columbia University.

23- Hanavan, E.P. : (1964), A mechanical model of the human body, Wright-Patterson AFB, Ohio, (AMRL-TR, 64-102).

24- Hay, J.G. : (1971), Mechanical energy relationships in vaulting with a fiberglass pole, Ergonomics, 14, (437-448).

25- ———————— : (1967), An investigation of mechanical efficiency in two styles of high jumping, unpublished doctoral dissertation, University of Iowa.

26- Hunebelle, G. & Damoiseu, J. : (1971), Relations between performance in high jump and graph of impulsion, paper presented at the third international seminar on biomechanics, Rome.

27- Jorgensen, T. : (1970), On the dynamics of the swing of a golf club, Amer. J. Phys., 38 (644-651).

28- Kirkpatrick, P. : (1963), Batting the ball, Amer. J. Phys., 31, (606-613)

29- Kuhlow, A. : (1971), Analysis moderner Hocksprungtechniken- ein beitrag zur speziellen bewegungslehre der leibesubunge, Berlini bartels & wrnitz.

30- Magel, J.R. : (1970), Propelling force measured during Tethered swimming in the four competitive swimming styles. Res. Q. Amer. Heath Phys. Ed., 41, (68-74).

31- Meriam, J.L. : (1966), Dynamics, New York, Wiley.

32- Miller, D.I. & Nelson, R.C. : (1973), Biomechanics of sport, a research approach, Lea & Febiger, Philadelphia, (39-85).

33- Miller, D.I. : (1970), A computer simulation model of the airborne phase of diving, unpublished doctoral dissertation, Pennsylvania state University.

34- Murrary, M.P., Seireg, A. & Scholz, R.G. : (1967), Center of gravity, center of pressure and supportive forces during human activities. J. Appl. Physiol., 23 (831-838).

35- Offebacher, E.L. : (1970), Physics and the vertical jump. Amer. J. Phys., 38 (829-836).

36- Payne, A.H., Slater, W.J. & Telford, T. : (1968), The use of a force plateform in the study of athletic activities. a preliminary investigation. Ergonomics, 71, (123-143).

37- Pearson, J.R., McGinley, D.R. & Butzel, L.M. : (1963), A dynamic analysis of the upper extremity: planar motions. Hun. Factors, 5, (59-70).

38- Plagenhoef, S. : (1971), Patterns of human motion- a cinematographic analysis, Engelwood Cliffs, N.J.: Prentice-Hall.

39- —————— : (1962), An analysis of the kinematics and kinetics of selected symmetrical body actions, unpublished doctorial dissertation, University of Michigan.

40- ——————— : (1966), Methods for obtaining kinetic data to analyze human motion. Res. Q. Asso. Health. Phys. Ed., 37 (103-112).

41- Ramey, M.R. : (1977), Effective use of force plates for long jump studies, Res. Q. Amer., Assoc. Health. Phys. Ed, 43 (247-252).

42- ——————— : (1970), Force relationships of the running long jump, Med. Sci. Sports, 2, (146-151).

43- Shames, J.H. : (1967), Engineering mechanics-statics and dynamics, 2nd ed., Englewood Cliffs, N.J.: Prentice-Hall.

44- Sinning, W.E. & Forsyth, H.L. : (1970), Lower limb actions while running at different velocities. Med. Sci. Sports, 2, (28-34).

45- Smith, P.G. & Kane, T.R. : (1967), The reorientation of a human being in free fall. Division of engineering mechanics, Stanford University, Tech. Rpt. No. 171.

46- Williams, D. : (1967), The dynamics of the golf swing, Quart. J. Mech. Appl. Math., 20 (247-264).

رابعاً : التحليل الوصفى : Description analysis

التحـــليل الكيـــفى لـــلمهارة الرياضية عبارة عن مدخل وصفى لتفسير الحركات ذات الأداء الخاص ومن المهم أن تكون نتائج هذا التحليل مبنية على مـــبادئ الميكانيكا الحيوية أو الاحتياجات الطبيعية للأداء والإتقان فى الوصف المهـــارى يـــنعكس عـــلى ملاحظة ما سوف يحدث وليس ما تم أو ما توضح باريت Barrett (١٩٧٩م) (١٣) وفيما يلى سوف نناقش التحليل الوصفى من خلال الجزئين التاليين :

الجزء الأول : سوف يفسر ويشرح مرحلة ما قبل التخطيط، ومرحلة الملاحظة للتحـــليل الوصـــفى، وبمراجعة نفس الشئ فى الدراسات النظرية مثل التخطيط المرئى والطريقة الموجودة به.

الجـــزء الـــثانى : ســـوف يشـــرح طـــريقة سينلى Senley (١٩٦٧م) (١٧) للمســـتويات المهاريـــة، حيـــث يحتوى هذا الفصل على التعليم وكيفية اســـتطاعة المـــدرب أن يصـــحح أى خطـــأ يلاحظ فى أداء المستوى المهارى للاعب.

التخطيط لملاحظة المهارة : Planning for skill observation

حديـــثاً تعـــطى الدراســـة الـــنظرية للملاحظة كانتباه درجة كبيرة من الاهتمام لتدريس المهارة التى على درجة كبيرة من الأهمية. وبالرغم من أن التدريب الرياضى يحتوى على كثير من المهارات المختلفة عن التعـــلم The learning، إلا أن الأسس المستخدمة لتعليم اللاعب هى نفســـها المتاحة لتعليم التلاميذ المهارات الرياضية، فمسئوليات المدرب

كمعلم لا يستطيع أن يتغاضى عنها، والموضوع العام المذكور فى كثير من المراجع النظرية هو أن التخطيط أساس الملاحظة الفعالة والتحليل.

وضـــع بـــاريت (١٩٨٣م) (٥) نموذجاً للتعليم والملاحظة يرتكز على ثلاثة عناصر هى :

أ- الملاحظة Observation

ب- تفسير المعلومات من خلال الملاحظة Interpretation

جـ- إصدار القرار.

بـــدون التخطيط وملاحظة النواحى الفنية للمهارة، فإن فاعلية التدريس يجـــب أن تخضع للمساءلة. إن إجراءات المحاولة والخطأ لتطوير المهارة من المحتمل أن تأخذ مكان القرارات والتحليل المبنى على الأسس العملية.

ماقبل التخطيط : Pre-planning

الخطوة الأولى First step :

قـــبل الـــتخطيط لملاحظـــة المهـــارة والتحليل يمكن التنفيذ باستخدام الخطوات الأساسية التالية :

- الخطوة الأولى للتحليل الوصفى للمهارة :

تحديد المهارة التى يجب ملاحظتها: يمكن أن تظهر الكثير من المشاكل المتعلقة بالإحساس أثناء الملاحظة المهارية السريعة (المركبة)، حيث أن بعض الأداءات الـــتى تحدث بسرعة لا تستطيع العين أن تدرك حركتها إطلاقاً ولغة

الأداء هى أن تكون قوى الملاحظة. فالشخص الأكثر خبرة هو الأكثر إحساساً حـتى فى الملاحظـات المعقـدة. كثير من خبراء المدربين لابد وأن يختاروا مهـارات فـردية أو أجزاء من مهارة أداء أو اتصال يحتوى على تغيرات فى الوضع أو الأداء. فى الأداء المعقد أو السريع، سوف يركز المدرب على جزء واحد من الجسم ليتأكد من حصوله على المعلومات الصحيحة من خلال الرؤية الجيـدة. إن تعـريف المهارة يعتمد على نمط أو النموذج الأول للحركة الذى سوف يساعد المدرب على إيضاح هذه التفاصيل والتى يجب أن تؤكد بوضوح، كما أن وصف المهارة لابد وأن يكون فى تعريف بسيط إن أمكن.

مثال :

الدورة الهوائية الخلفية المستقيمة Backward somersault straight على الأرض يمكن تعريفها كما يلى: وثب من الرجلين يؤدى إلى دوران الجسم لأعلى وللخلف حول المحور العرضى مع استقامة الجسم.

هـذا الـتعريف سوف يقود المدرب إلى النظر فى هذه الحركات التى سـوف تساهم غالباً فى التنفيذ الناجح لمتغيرات الأداء. وهذه الأفعال يمكن أن تعـرف بأنها الملامح الحاسمة للمهارة(The critical features of skill)، فهذه الملامح الحاسمة أو الحرجة هى الأعمال التى لها أكبر تأثير إيجابى على محصـلة الأداء، وتعـريف الـدورة الهوائية الخلفية المستقيمة، قسم إلى ثلاثة مراحل حاسمة.

والتـــنظيم مهم جداً مثل التعرف على الحركات. فلو أن هناك خطأ رأه المدرب لحظة المرحلة الحاسمة كالوثب، أثناء الملاحظة للأداء المهارى فعلى المـــدرب إدراك أن اســـتمرارية الملاحظة للأداء لن تمكنه من الحصول على معلومات أكثر أهمية من ذلك الخطأ. أما إذا لم توجد أخطاء لوحظت فى حركة الوثب فالتركيز لابد أن ينتقل إلى الملاحظات التالية للملامح الحاسمة للدوران. هذه العملية تستمر خلال المهارة.

يجب ألا يعتمد تقويم الأداء أو التكنيك على الملاحظة الفردية للمهارة. فتفاصيل المهارة لا تدخل فى الاعتبار إلا إذا كان النموذج الكلى وربما الحركة تؤدى مطابقة لمستوى مقبول أو متحسن من الأداء لبعض الرياضيين فكثير من الاهـــتمام بالتفاصـــيل مبكراً فى العملية التعليمية أو تقويم المستوى فوق قدرة اللاعب سيؤدى بالتأكيد إلى الاحباط وتأخير اكتساب المهارة. إن التفسير الدقيق للأعمال المتعلقة بالملامح الحاسمة سيحدد نجاح عملية التقويم وصنع القرار مع الأخذ فى الاعتبار تصحيح الأخطاء.

إن أهميـــة كـــل من الملامح الحاسمة لأداء هذه المهارة يتحقق بتحديد المـــبادئ الميكانيكيـــة اللازمة لفهم العمل. إن المعرفة بالأسس البيوميكانيكية تســـاعد المدرب فى اختيار الملامح الحاسمة الملائمة وتقدير تنفيذها الصحيح خلال أداء المهارة.

ويجــب تحديــد وفهم المبادئ البيوميكانيكية بكل من الملامح الحاسمة أثــناء أداء المهــارة والــتى يمكن اكتشافها عن طريق المدرب الذى يستطيع التركيز على الأعمال التى يجب القيام بها لضمان التنفيذ السليم.

وعــادة ما تعتبر الاختلافات بين الأداء المتوقع والأداء الفعلى أخطاء، وعلى أى الأحوال فإن هذا صحيح فقط فى حالة أن يكون المدرب قد خطط من قــبل للملاحظة وحدد مقدماً المستوى المناسب للأداء الرياضى مع مراعاة أن توقــع مســتويات أداء عاليــة عن قدرة اللاعب يشير إلى نقص فى التخطيط المسبق للمدرب ونقص فهم الملامح الحاسمة لأداء المهارة.

وهناك اعتبار أخر فى مرحلة ما قبل التخطيط وهو تحديد العوامل التى تعوق الأداء، وهذه العوامل المعوقة يمكن تحديدها لكل لاعب ممكن أن يمتلك قــوة ومرونة أقل من الحد الأمثل. وهذا يمكن أن يدفع اللاعب إلى أداء عمل معيــن بطــريقة مــا لتعويض نقص التطور البدنى. ويعتبر أيضاً مواصفات الأجهزة والأدوات والملاعب وقواعد التنافس من العوامل المعوقة.

الخطوة الثانية : Second step

الخطوة الثانية فى التخطيط للملاحظة هى تحديد المكان الذى يمكن منع رؤيــة الأداء فيجب القيام بالملاحظة من عدد من النقاط المميزة للحصول على أكبر قدر من المعلومات عن الأداء.

ويشير هاى Hay وريد Red (١٩٨٢م) (١٢) عن ديانا Diana إلى عدة نقاط يجب وضعها فى الاعتبار عند اختيار أماكن الملاحظة هى :

أ- أحسن مكان هو الذى يتيح للمدرب ملاحظة كل الحركات فى مهارة معينة وهو عادة ما يكون عمودياً على اتجاه الحركة وفى مواجهة نقطة الاهتمام الأولى.

ب- إذا كان الأداء الملاحظ يحدث فى مسافة كبيرة مثل القفز والهبوط فعلى المدرب أن يتخذ موقعاً فى منتصف مسافة الحركة وذلك ليرى كل الأداء وذلك بأقل حركة من العين والرأس. وتعتبر أساليب المسح أكثر فائدة عندما تكون الحركة أكبر من خط الرؤية وذلك أفضل من متابعة العين لتسلسل الحركة.

جـ- عندما تزيد سرعة الحركة يجب زيادة المسافة بين المؤدى والمراقب، ويتم تدريب المحكمين على ملاحظة الأداء وذلك بالتركيز على الجوانب الخاصة بالتنفيذ.

تقويم وتقدم المهارة :

يشتمل ترتيب الأخطاء على أن تزيل من الاعتبار أى أخطاء تبدوا كأنها صنعت نتيجة خطأ سابق فى تنفيذ المهارة. وبالنظر إلى سبب الأخطاء الملحوظة والتعامل مع المشكلة الأولية سوف يوفر الوقت والجهد ويمنع الاحباط من تصحيح خطأ ينبع فى أى مكان، أيضاً الالتزام بالوقت هام فى اكتساب المهارات وتطويرها. فيجب على المدرب أن يصدر أحكاماً مقبولة بالنسبة لكمية الوقت اللازم لتعليم مهارة معينة بطريقة جيدة تكفى لوضعها فى

المسابقة فيما بعد. كما يجب أن يكون القرار هو ذلك الذى يمكن فيه عمل أكبر تحسن لأداء المهارة فى الوقت المتاح.

بغض النظر عن القدرة الكلية للاعب، فإن تعلم مهارة بدنية هى عملية يمكن أن تقسم إلى أربع مستويات من التقدم المهارى هى :

١- قبل التحكم.
٢- التحكم.
٣- الآلية.
٤- التقدم.

كمية المعلومات الموجودة والتفاصيل المشتملة عليها، يجب أن تختلف (تتغير) طبقاً لمستوى التقدم المهارى للمتعلم، ويجب على المدربين أن يقيموا (يحددوا) هذا المستوى لكل لاعب ولكل مهارة.

يختلف الرياضيون فى مقدرتهم على أداء المهارات، فلاعب الجمباز مثلاً عادة ذو أداء عالى فى الوقت نفسه يسهل تعليمه المهارات وتكون النتيجة دقيقة. ويتقدم عندما تحدث نتائج أخرى شاقة وعبارات صعبة فى المهارة.

ويستند تقويم المهارة على قرب المدرب من المتعلم فى نفس الوقت. إن تقويم المهارة ومستوياتها لا يتحدد بواسطة عمر المتعلم فى اختبار سابق حدث فى الحركات. يجب ادراك نوعية (خصوصيات) وأداء عموميات هذه المستويات والمواصفات. إن كمية الوقت التى تمر بواسطة كل المستويات تستند إلى الشخص المتعلم، ويمر كل الرياضيين على كل مرحلة بسرعة وبإيضاح قليل وصعب. ويحصل كل الرياضيين على مرحلة خاصة فى

المرحلة الطويلة فى الوقت بعد فهم العوامل المسببة للسهولة بواسطة المدرب. فى هذه الحالة يحصل اللاعب على كمية كبيرة من التشجيع والتدعيم.

ما قبل التحكم : Pre-control

يكون مستوى التحكم السابق فى تقدم المهارة مرحلة هامة عندما يقوم المتعلم بمهام أداء جديد ويشخص بمدى قدرة المتعلم إما على التحكم الشعورى (الإحساس) أو الحركة الخارجية المعتمدة.

إن الأداء الـناجح يعتمد عادة على استخدام النموذج الحركى الصحيح. وتكـرار الأداء المتـتابع تجـربة ناجحـة سوف تستمر حتى تصبح هادفة، ومحـاولات كـثيرة ربما تحدث قبل أن يحدث الأداء السليم. سوف يزيد الفهم العـلمى لـتوقع الأداء فى هـذه المرحلة ولكن يعتمد هذا على النضج وخبرة المتعلم. سوف يجتاز بعض المتعلمين هذه المرحلة بسرعة بينما البعض الأخر سيبقى لمراحل طويلة من الوقت. والتغير البسيط فى إدراك الحركة الأساسية للمهارة أو الوسط المحيط الذى تؤدى فيه يمكن أن يتسبب فى دخول المتعلم فى هذه المرحلة.

مثال : على لاعب الجمباز :

إن تغيير إدراك الحركة الأساسية ربما يظهر عند أداء المهارة يوصلها بأخرى حيث يكون اللاعب قادراً على أداء الدورة الهوائية الخلفية المتكورة فى وقـت مـا إلا أنه يجد هبوط فى عناصر مستوى الأداء، بالتدريج يتعلم وصل المهارة جديدة وبعد ذلك يدخل فى مرحلة التحكم السابقة.

كما أن التغيير فى بيئة الأداء يمكن ملاحظته فى حالة اللاعب المتقدم فى الجمــباز عــند أداء مهارة ما، وعلى أى حال عندما تحاول لاعبة الجمباز تــنفيذ العجلة على عارضة التوازن فإن الأداء المهارى ينخفض بتوقف نقطة حيث تحدد الملاحظة أن المهارة قد علمت بصعوبة، لوجود ردود فعل طبيعية عــند تعلم المهارات الطبيعية أو عند حدوث تغيير نتيجة تداخل مهارات سابقة مكتسبة.

إن تقويــم أداء اللاعــبين الملاحظ فى مرحلة ما قبل التحكم يجب أن يحــدد بالنســبة للنمط الحركى للمهارة الكلية. وعلى المدربين تدعيم الحركات الصــحيحة ولكــن لا يجــب عمــل أى تغيير فى الأداء، لأن اللاعب ما زال مضــطراً إلى تطويــر معلومات عقلية أو حركية كافية عن المهارة لفهم ماذا يقصــد المدرب فى الممارسة. كما يجب على المدربين فى مرحلة قبل التحكم تحديد ملاحظاتهم لتصحيح الأداء فى المرحلة الحاسمة.

- التفكير ضرورى للتقدم فى هذه المرحلة للمتعلم.
- التنفيذ المسبق المجزأ للحركة يسهل التعلم الكلى للمهارة.

كمــا أن التغذية الراجعة يجب ان تبرز النواحى الإيجابية لأداء التعلم. وذلــك طبقاً لرأى هوفمان Hoffman (١٩٧٧م) (١٤) الذى أشار فيه إلى أن أهــم متغير فى التغذية الراجعة التحكم فى الأداء والتعلم كتعليمات للنتائج وأن شكل هذه التعليمات يمكن أن يختلف ولكن فى حالة ما إذا كانت التغذية الراجعة

ذات علاقة بالجوانب الإيجابية للأداء وبعيدة عن الجوانب السلبية حيث يحدث التعلم بصورة أسرع.

٢- التحكم : Control

مــن لحظــة قــدرة المتعلم على تفهم أساسيات المهارة وقدرته على تكــرارها بصــورة منتظمة، فإنه يعتبر قد وصل إلى مرحلة مستوى سيطرة الاحــتراف، وأداء المهــارة فى مستوى السيطرة يتميز بنجاح منتظم فى تأدية المهارة فى شكل عام منتظم.

وتفهــم اللاعب للمهارة يجعله مسيطراً على جسمه ومن أهم العناصر المميــزة للاعــب فى مرحــلة الــتحكم هى التركيز الشديد جرهام وآخرون Graham et al. (١٩٨٠م) (١١)، ويــتم الأداء نــتيجة مجموعة من التفكير والتنفيذ. والتنفيذ ليس عملاً أوتوماتيكياً يعد ولكن سيتحطم بسهولة لو حدث أى تغير فى الشكل أو المناخ أو أى تحركات أخرى.

عــند التعامل مع اللاعب فى مستوى السيطرة يجب على المدرب أن يقــوى الحــركات الصــحيحة لهــذا العمل المنتظم. ويجب أن توجه إشارات وملاحظات المدرب إلى الكلمات المفتاحية والأجزاء الحاسمة للحركة وسيكون هــذا عــامل مساعد جداً للمتعلم حتى يصبح أكثر فهماً واستيعاباً للمهارة. ولا يجب أن يضاف أى شئ جديد للمهارة فى هذه المرحلة لأن المتعلم لم يصل بعد إلى مستوى من المهارة يسمح له بإضافات أو تعديلات جديدة.

٣- آلية الأداء : Automatic equation

أمــا مســتوى الآليــة فهو المستوى الذى عنده يستطيع اللاعب تأدية الحــركات الأساســية لــلمهارة بطريقة آلية وعندها يحتاج إلى كمية أقل من التركيز لتنفيذ المهارة، وعند مستوى عالى من الآلية يكون الأداء تقريباً كاملاً. وعند بداية هذا المستوى قد لا يحتاج اللاعب إلى تكرار الملاحظات حيث أنه فى هــذه الحالــة أو المرحــلة يستطيع أن يدرك أنه أخطأ بنفسه وسوف يقوم بتصــحيح الخطأ من نفسه فى المحاولة التالية بدون تنبيه من المدرب. يستطيع المــدرب فى هــذه المرحــلة أيضاً التنبيه إلى التفاصيل الصغيرة للمهارة مثل وضع الجسم والتوقيت والقوة المستخدمة وليس فى الشكل العام للمهارة ومهمة المدرب فى هذه المرحلة هو التوجيه إلى الأشياء الجيدة والإيجابية فى المهارة مع الأخطاء إن وجدت أيضاً. ويمكن إضافة بعض المهارات فى هذه المرحلة مــثل تغييــر وضع الدخول أو وضع الخروج بطريقة سهلة مع إضافة أشياء للروتين المتبع. وقد يكون اللاعب احترف مهارة معينة على جهاز العقلة ولكنه لا يستطيع تنفيذها بنفس المستوى على جهاز المتوازيين أو على جهاز الحلق. وتــنفيذ المهــارة فى هذه المرحلة لا يستوجب بالضرورة ظهوره فى صورة متألقة ولكن بمستوى كفاءة يكفى لمستوى متوسط من المنافسة.

٤- التقدم المهارى : Proficiency

المرحلة النهائية للتقدم العملى للمهارة ليس من الضرورة أن يصل إليه كــل لاعب فى كل المهارات. ولكن فقط القمم الدولية من المتنافسين هم الذين سيصــلون إلى هــذه الــنوعية من الأداء فى كل مهارات أدائه. ولكن معظم

اللاعـــبين سيصلون إلى هذا المستوى فى بعض المهارات بمستوى عالى جداً من الإتقان وتنفيذه فى مواقف وطرق مختلفة.

التغير المفاجئ فى البيئة أو المكان يمكن التغلب عليه بسهولة دون أى تأثير على تنفيذ المهارة. ولايتأثر اللاعب فى المستوى بأى مؤثرات خارجية.

ويصل اللاعب إلى هذا المستوى بتحقيق بتطور جسمانى مطلوب لكل عنصـــر عـــند مستوى التحكم أو التعامل. ويمكن التغلب على مشكلة المرونة بالقوة والعكس صحيح. ويصل هؤلاء اللاعبون إلى أعلى مستوى لهم بسرعة أكـــبر مـــن توقعـــاتهم. ومن أهم أسباب التعرف على الأخطاء وتصليحها هى الـــتعرف عـــلى نـــواحى نقص الإمكانات الجسمانية اللازمة لتنفيذ المهارات الممكـــنة، ويجـــب على المدرب أن يدرك أهمية ملاحظة وتحليل الاحتياجات الجســـمانية مـــثل مـــا يحدث مع الأشياء الحركية التكنيكية. إن إهمال أى من النواحى الجسمانية والتكنيكية لن يساعد على الوصول إلى النتائج المطلوبة.

الخلاصة :

إن التحـــليل النوعى للمهارة من أهم الأدوات للمدرب الذى عن طريقه يســـتطيع تقويم الأداء وتعليم مهارات جديدة للاعب. وعملية الإعداد المهارى ستســـاعد المـــدرب عـــلى التعرف على أهم الجوانب المتضمنة تنفيذ المهارة. ومعرفة النواحى الحاسمة فى المهارة ستعطى المدرب أهم المعلومات عن أداء المهـــارة. والإعداد للتخطيط سيساعد المدرب على التركيز على مفاتيح الأداء

المختـــلفة وذلك سيوفر الوقت والجهد وسيصل باللاعب لأدق الملاحظات على أدائـــه. هـــذا ويمكـــن استخدام التحليل النوعى (الوصفى) على كل المستويات والمـــدرب الـــذى يخطط ويعلم ويفهم المستويات المختلفة للاعب سوف يكون أكثر كفاءة.

المراجع

١- عادل عبد البصير على : (١٩٩٧م)، الميكانيكا الحيوية فى تكنيك الحركات الرياضية، المؤلف، كلية التربية الرياضية ببورسعيد، (١٦٩-١٨٣).

2- Arnold, R.K. : (1978), Optimizing skill learning, match the environment, JOPER 49(9).

3- Barrett, K.R. : (1979), Observations for teaching and coaching, Journal of Physical education, Recreation, and Dance, 50(1), (23-25).

4- Barrett, K.R. : (1979), Observation of movement for teachers: a synthesis and implications, Motor skills: Theory into practice, 3(2), (67-76).

5- ——————— : (1983), A hypothetic model of observation as a teaching skill. The Journal of teaching in physical education, 34(1), (22-31).

6- Bedingfield, E.W. & McPherson : (1964), Biomechanics: qualitative analysis, (Videotape). Edmonton: University of Alberta.

7- Cooper, J.M.m Adrian, M. & Glassow, R.B. : (1989), Kinesiology, St. Louis, C.V. Mosby.

8- Daniels, D.B. & Winter, W.G. : (1983), Integrating basic movements: an approach to teaching physical skills, the Runner, 80(4), (10-13).

9- Daniels, D.B. : (1985), Taking a closer look at errors, Unpublished article.

10- Gangstead, S.K. & Beveridge, S.K. : (1984), The implementation and evaluation of a methodological approach to qualitative sport skill analysis instruction, the Journal of teaching in physical education, 3(2), (6-70).

11- Graham, G., Holthale, S.A., McEwen, T. & Parker, M. : (1980), Children moving: a reflective approach to teaching physical education, Palo Alta: Mayfield Publishing.

12- Hay J.G. & Reid, J.G. : (1982), The anatomical and mechanical bases of human motion. Englewood-Cliffs, Prentice-Hall.

13- Hensley, L.D. : (1983), Biomechanical analysis. Journal of physical education. Recreation and dance, , 54(8),(21-23).

14- Hoffman, S.J. : (1977), Observing and reporting an learner responses: the teacher as a reliable feedback agent. NAPECW/NCPEAM proceedings, (153-130).

15- Kreighbaum, E., & Barthels, K.M. : (1985), Biomechanics: A qualitative approach for studying human movement, Minneapolis: Burgess Publishing.

16- Norman, R.W. : (1975), Biomechanics for the community coach. J. Physic. Ed. and Recre., 46(3), 49-52.

17- Stenley, S. : (1969), Physical education: a movement orientation, Toronto: McGraw-Hill.

الفصـــل الثالث

التطور الحديث فى التجهيزات وطرق البحث فى الدراسات البيوميكانيكية

Recent advances in instrumentation and methodology of biomechanical studies

أولاً : مقياس الإزاحة لأعضاء الجسم

Measurement of the displacement of body segments

ثانياً : اكتشافات البصريات الالكترونية

Optoelectronic devices

ثالثاً : البحث الآلى بصورة التليفزيون

Automatic scanning of television image

رابعاً : النظم المؤسسة على الليزر

Laser- based systems

خامساً : التأثير الجانبى لتصوير الصمام الثنائى

The later photo effect of diodes

سادساً : تحديد العجلة

Determination of acceleration

سابعاً : النماذج الرياضية

Mathematical models

الفصـــل الثالث

التطور الحديث فى التجهيزات وطرق البحث فى الدراسات البيوميكانيكية

Recent advances in instrumentation and methodology of biomechanical studies

تهــدف هــذه الدراسة المرجعية إلى (١) فحص تحديث العمليات فى مجــالات محــددة لاســتخدام التجهيزات والإجراءات التى عممت فى معظم مجــالات الدراســة البيوميكانيكية، (٢) ما هى النتيجة الطبيعية للهدف الأول، وتكهــنها باتجاهات المستقبل وسوف يكون هذا نتيجة مباشرة لتماثل المجالات سواء كانت راكدة أو بطيئة، (٣) رد الفعل الفلسفى إلى حد ما الذى يدور حول الهدف وتؤكده التجارب البيوميكانيكية.

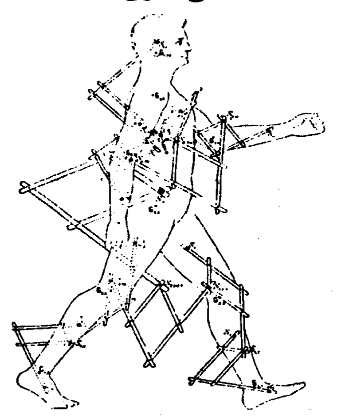
وحيــث أننى لست مهندساً أستطيع أن أبذل جهداً حول إثارة موضوع استخدام التجهيزات وأمل فى النهاية على الأقل أن أثير الجدل حولها.

أولاً : مقياس الإزاحة لأعضاء الجسم :

Measurement of the displacement of body segments

فى بعــض الأحيان لايعد مبدأ هاماً الرجوع إلى القاعدة الأولى لكيلفين Kelvin للتجهيزات، أقر كل من جيددز Geddes، وباكير Baker (١٩٦٨م) (١٧) أن تجهيــز المقيــاس يجــب أن لا يعــدل النشاط المقاس بأى حال من الأحوال.

ولتوضيح ذلك نضرب المثال التالى، تخيل أحد الأفراد أن التجربة فى الشكل (٣-١) **تعرض** تعارض تام لهذا المبدئ. منذ ٧٠ عاماً تقريباً فاجأ فيك Fick وضـــع **هـــذا المفحوص**، والذى خدع الفرد بربطه بقاعدة كيلفين، وهو بالضبط مثل نفس **الوضع** الآن حيث يمتلك تكنيك ممتاز لتحديد موضع مركز الجاذبيـــة والـــذى يمتثل لقاعدة كيلفين، ولكن ظل تحت البحث من أجل طرق أخرى تؤدى إلى تكنيك أفضل - التى تكون بلاشك التصوير السينمائى.



شكل (٣-١)

الاكتشاف المستخدم عن طريق Fick لتحديد وضع

مركز ثقل الجسم كله خلال الحركة

ربمـــا يكون التصوير السينمائى بالسرعات العالية أكثر استخداماً كأداة فى الأبحاث البيوميكانيكية وليس هناك أى تساؤل على أنه يمكن أن يكون أداة قيـــاس صـــادقة ذات فاعلية ونافعة ومحكمة. كذلك ليس هناك شك على كونه

مكـــلف، عـــلى نحـــو نظام (الغلق والتشغيل) مع التغذية الراجعة للمفحوص، وأخيـــراً تكـــنيك مفيد لمتابعة بيانات الإزاحة ولا ينفيها. والنقطة الأخيرة ربما تكون العامل الذى يحسن معظم مدى جميع التجارب البيوميكانيكية.

وعلى سبيل المثال نحن لم نرى على الاطلاق التجربة التى فيها تذبذب رأسى لمركز ثقل الجاذبية خلال الجرى أو المشى عند اعطاء السرعة المنتجة كـــنموذج متوسط من خمس دورات بحدود ثقة ثابتة. من أجل حدود إجراءات بحوثـــنا نحن نسمح لأنفسنا بالمرونة تجريبياً عند العمل فى مجالات أخرى لا تجاز لنا. نأخذ مثلاً الحديث عن فسيولوجية الأعصاب Neurophysiology، مـــن الصـــعب تصور الورقة الدراسية التى تبنى على الاستجابة لإثارة مفردة بـــدون حساب المتوسط العابر لمثيرات متعددة ولاعجب إذن من أن العديد من الباحثين، منهم مارى Mary كرس انتباهه نحو تبادل الطرق من أجل التسجيل المباشر للحركة.

ثانياً : **اكتشافات البصريات الالكترونية** : Optoelectric devices

الجهـــد الأكـــبر فى الـــبحث والـــتطوير من أجل تكنيكات لتحل محل التصـــوير الســـينمائى كانت فى مجال الاكتشافات البصرية الالكترونية. يمكن تحديد أربعة أنواع رئيسية لهذه الاكتشافات: (١) جينوميتر الاستقطاب الضوئى Polarized light goniometry، (٢) الـــبحث الآلى للتـــليفزيون Automatic scanning of television، (٣) الـــنظم المؤسسة على الليزر Laser-based system، (٤) الاكتشافات المستخدمة لتأثير الصمامات الثنائية الضوئية الجانبية.

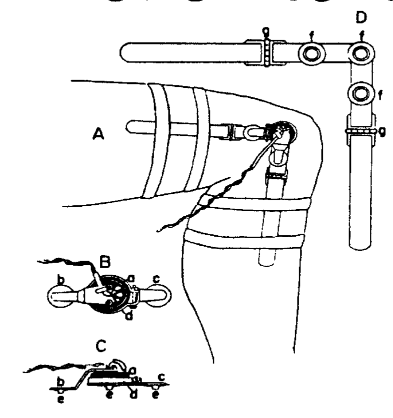
(١) **الجونيوميتر الضوئي** : Polarized light goniometry

التقرير الأول عن جرايف Gruve (١٩٦٩م)، والتقارير المتتالية عن ريد Reed، وريونولدز Reyonolds (١٩٦٩م) وميتشيلسون Mitchelson (١٩٧٣م)، عـن فـنية الجنيوميـتر الضوئى الذى أصبح معروفاً كمصطلح بولجـون Polgon يفيـد فى قياس الزوايا. المجال الذى فيه الهدف المتحرك يضـاء عـن طريق مستوى الاستقطاب الضوئى شكل (٣-٢) الناتج بواسطة مسـار الضـوء المواد من مصدر D-C من خلال منقى الاستقطاب الضوئى ويركز عن طريق مستوى عاكس الصورة للعدسات- ولم يعرض فى الشكل. كل منقى ضوئى مكون من زوج من الخلايا الضوئية المتماثل مغطى بواسطة انسياب منقى استقطاب، ولكن مع تعامد محور المنقيين كل واحد على الأخر، يدور مستوى مصدر المستقطب الضوئى بسرعة زاوية ثابتة، كل دورة كاملة تولـد ومضـة مرجعية من الخلية الضوئية بالقرب من مكان القرص الدائر. الزمن من إثارة هذه الومضة إلى اللحظة عندما كلا الخليتين تتعادل إضاءتهما يمكن تحويلها إلى مقياس زاوى. عندما تكون السرعة الزاوية للقرص معروفة. الخصوصـيات الخطية المعطاة عن طريق الباحثين مداها من ٠,١٦ إلى ١,٦ فى المائـة مـن FSD عندما مستويات القرص الدائر وانسياب غطاء المقوم يكونـان متوازيين. منذ ظهورها منذ حوالى ستة سنين، أبحاث قليلة تمت لتقدم هـذا التكنيك الجديد الهام للقياس الزاوى. ومع ذلك منذ الاكتشافات حتى الآن ممكـن انتشارها وربما يكون مؤشراً لفاعليتها فى المستقبل عن طريق اتساع الاختيارات.

ثالثاً : البحث الآلي لصورة التليفزيون :

Automatic scanning of television image

في السـنوات الماضـية تقـدم بسرعة التحليل الآلى للصورة ومقدرة العامـلين فى المجـالات المختلفة مثل علم أمراض الخلية Pathology cell ونظـم السلاح الآلية السابقة المتجهة نحو التحليل. وينتر Winter، وجرينلو Greenlaw وهوبسـون Hobson (١٩٧٢م) وضـعوا نظـام التـليفزيون والحاسب الآلى الذى له وجود تطبيقى فى المجموعة العلاجية من أجل التحليل الكيـنماتيكى لـلخطوة وينـتر وآخرون Winter et al. (١٩٧٤م). التنسيق الأقصـى لشريط تسجيل الفيديو لأى شئ مقاس قطر علاقاته ٤سم وصنع عند معدل ٦٠ مجال فى الثانية من كاميرا متحركة ببطاقة تتابع. الحصة لكل مجال الذى فيه تخرج بصورة الشئ رقمت على التوالى.



شكل (٣-٢)

رسم تخطيطى للبوليجون Polygon (عن Mitchelson (١٩٧٣م))

والنـــتائج فى المصفوفة المزدوجة ٩٦×٩٦- طور التحليل عن طريق متوســـــط الإحداثيــــــات y, x لكل ٠,١ث فى العرض والوضع المطلق فى لمســتويين الفــراغين المــنجز عن طريق عمل الإحداثيين لعلامات الطرف منســوبة إلى العلامـــات الخارجية الثابتة. أيضاً البحث الآلى للفيلم السينمائى حاول فيه كل من كازفـــاد Kasvand، ميلينــــر Milner، رابلى Rapley (١٩٧١م)، التقدم فى شريط الفيديو لم يبدد وكانت العودة حول الزمن سريعة، الذى جعلها نموذج من أجل البيئة الخارجية العلاجية.

ومـــع ذلـــك، التقدم الفنى فى التليفزيون الذى بدأ من هذا الوسط، نفس التحـــليل، الخطية والبيانات، معدلات الحصول عليها كما فى الفيلم السينمائى، طور بطئها وتبدد غلول الحصول عليها (١٦).

رابعاً : النظم المؤسسة على الليزر : Laser- based systems

تقاريـــر ميتشليســـون Mitchelson (١٩٧٥م) عـــن مفاهيم تصميم الاكتشـــاف المؤســـس عـــلى الليزر التى سماها CODA (التصوير الضوئى الديـــناميكى الأنثروبوميـــترى المـــتعامد) Cartesian Optoelectronic Dynamic Anthropometric. أوضـــاع حقـــن الجاليوم والزرنخيد بالليزر أدى إلى احســـاس حركة الهدف عن طريق المكشافات المشتملة على تنظيمات تصـــوير الصمام الثنائى المغطى بالوير الرمادى الغطاء البصرى. استخدمت الاسطوانات البصرية فى الثلاث مكشافات من حيث الحل النظرى ١: ٤,٠٠٠ بدفـــع الإحداثيات فى الثلاث اتجاهات. حيث أنه حتى الآن لم تكتشف الحقيقة،

يمكن تحديد الأداء إذا تمكن التصميم من مقابلة خصوصية الوسط القادر المفيد فى بحث الميكانيكا الحيوية (١٦).

خامساً : تصوير تأثير الصمام الجانبى الثنائى :

The lateral photo effect of Diodes

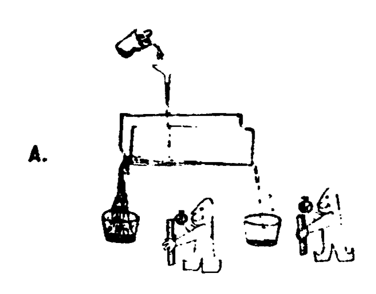
إن امـــتلاك التطور فى الطبيعة النووية أدى إلى تكيف الطرق الفنية، ليندهولم Lindholm (١٩٧٤م) وصف اكتشاف جديد للبصريات الالكترونية مـــن أجـــل قيـــاس الإزاحة التى سماها Delspot. بينما كانت تفاصيل تكنيك ليندهولم ناقصة، عرض ولترنيج Woltring (١٩٧٤م) مناقشة شاملة لأشكال متبايـــنة لقيـــاس الزمن الحقيقى لتسليط ضوء الوضع ومن عمله أخذت معظم المناقشات المتتابعة.

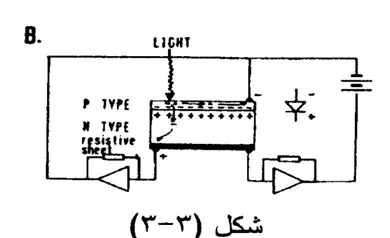
والحديـــث عن الهيدروليك للتأثير الجانبى الضوئى، واعادة الرسم عن ولتريـــنج Woltring فى الشـــكل (٣-٣أ) يشير إلى أن اعتماداً على الوضع الجانـــبى لســـقوط المـــاء، اختلافات معدلات التدفق سوف تضبط عن طريق اســـتخدامين عـــن طـــريق مقارنة تُظهر أنهم قادرين على تحديد وضع الماء الســـاقط. ويكون هذا مبدئياً مختلفاً من عملية الصمام الثنائى العادى إلى التيار الكـــلى المتدفق المقاس عبر وصل الP-n، حيث فى مثل هذه الحالة الاختلاف بيـــن الـــتيار الخـــالص عكس نهايات نفس الخط المركز فيه. التمثيل المبسط الحقيـــقى للصـــمام الثنائى فى اتجاه واحد (شكل ٣-٣ب)، يشير إلى انحراف عكس التوصيل وبالإضافة إلى غطاء مقاومة المادة أسفل نوع الطبقة n. تخليق

الصور الساقطة الكترونياً- عمق الخط عند سطح نوع مادة p. يرتد الالكترون عــبر انحراف عكس التوصيل ويظهر كتيار متدفق فى نهاية طرفى العرض. الاخــتلاف فى الــتيار المتدفق من الوصلتين على صفحة المقاومة تكون على مستوى واحد مرتبطة بوضع سقوط الضوء.

الخصــائص الفــردية المنســابة للوضع تكون إذن مناسبة للاستخدام المباشر أو للتحليل. يمكن تحقيق الوضوح للتيار بين ١: ٥٠٠، ١: ١٠٠٠.

يتضـــح مـــن هـــذه الدراسة المسحية المختصرة للاكتشافات البصرية الالكـــترونية Optoelectric devices أن المجال متسع لأى فرد لتطوير دقة الاكتشافات البصرية الالكترونية، فى هذا الجو، غالباً الحكم على العمل صعب بســبب السرعة التى معها ربما تتغير الخصوصيات وبسبب الخوف من شراء النموذج الأصلى المكتشف. من الضرورى عند هذه الحالة المبكرة لتصنيع كل اكتشـــاف ننصح بتحسين الدقة الخاصة بتلك النظم لدرجة أن المجربون يمكنهم تحديـــد قيمـــة الأداء وثـــبات تباين النظم. يبدو أن تشابه بعض مكونات نظم البصـــريات الالكـــترونية أخيـــراً سوف تحل محل كاميرة السينما بخاصة فى الدراسات المعملية حيث أن إحراز مصادر الحساسية الصغيرة سوف لا تكون مفيدة. وأخيراً نوع الاكتشاف بالضبط الذى سوف لا يحسن يكون أكثر عرضة للتبديل ويبقى أكثر عرضة للتساؤل.





شكل (٣-٣)

القياس الهيدروليكى لتصوير تأثير الصمام الجانبى الثنائى

سادساً : **تحديد العجلة** : Determination of acceleration

المشكلة المستمرة فى إجراءات البحث فى الميكانيكا الحيوية هى تحديد العجلة الخطية والعجلة الزاوية لأعضاء جسم الإنسان من بيانات الإزاحة-الزمن.

نحن نقيس الحركات غالباً بالتركيز فقط على تجهيز المسار من أجل حساب العجلات وبالتالى القوى والعزوم. تكرار استخدام هذا المسار أيضاً، شكوك فى قواعده النظرية.

المجــالات المــتعددة للتخليق والمصاحبة لعمليات التهذيب ربما تظل أضعف حلقات سلسلة التطبيق لتحليل حركة جسم الإنسان. سيكون من الصعب إيجــاد محــلل عــددى يتغاضى عن عملية عددية مزدوجة التفاضل مع كمية معــلومات صــغيرة الــتى يُمكنــنا مــن توفير ما يتعلق بخصائص الإشارة وخصــائص التشــويش الــذى يعرض دائماً. تطلب الحالة فى بعض المواقف القياســية المشابهة تصميم هندسى كهربى معين لمستقبل من أجل إشارة راديو معينة بدون ابلاغه بتكرار النقل. وأعتقد أن هذا مجال أخر حيث يوجد قصور فى العملية ولذلك أيضاً نستخدم تكنيكات بدون أى قاعدة نظرية وبالطريقة التى لم تجاز فى مجالات علمية أخرى (١٦).

هــناك ســؤالين أساسيين يجب أن نستوضحهما عندما تستخدم بيانات الإزاحــة- الــزمن مــن أى مصــدر من أجل توالى التحليل العددى. وهذين السؤالين هما :

١- كيف سيكون معدل سرعة العينة ؟

٢- أى تكنيكات للتهذيب والتفاضل سوف تستخدم ؟

دراسة مسحية لمعدلات الإطارات المستخدمة فى مختلف الدراسات

الباحث		السنة	الغرض	سرعة الإطار (الصور فى الثانية)
ايلفتمان	Elfitman	(١٩٣٩م)	كيناتيكا الجرى	٣٣*
بيرنشتاين	Bernstein	(١٩٦٧م)	بيوديناميكا الجرى	٦٠-١٩٠
بريزلير وفرانيكل	Bresler & Frankel	(١٩٥٠م)	كيناتيكا المشى	٤٠
موريس	Morrison	(١٩٧٠م)	كيناتيكا الحركة	٥٠
بلاجنهوف	Plagenhoef	(١٩٧١م)	الحركة العامة للجسم	٦٠
رامى	Ramey	(١٩٧٣م)	كمية الحركة الزاوية (الوثب الطويل)	٥٠
ميلير	Miller	(١٩٧٠م)	كمية الحركة الزاوية (الغطس)	٣٣*
ايريل	Ariel	(١٩٧٤م)	قوة مفصل الركبة	١٦*

تشير العلامة * إلى أن معدل جمع البيانات كان أسرع ولكن لم يستخدم كل إطار من أجل التحليل.

ليس من العدل القول أن الإجابة على كلا السؤالين نحصل عليها من قاعدة إتمام التحكم عن طريق معظم الباحثين فى الميكانيكا الحيوية. توضح الدراسة المسحية المعروضة فى الجدول (٣-١) أن هناك تباين فى معدلات العينات حيث أن المدى من ١٦كادر/ث.

اســـتخدم فى دراسة اريل (١٩٧٤م) لحساب القوى عند مفصل الركبة خـــلال الجـــلوس على أربع إلى أكثر من ١٩٠ كادر/ث المستخدمة فى دراسة بيرنشـــتاين Bernstein (١٩٦٧م) لدراسة قوى رد فعل الأرض فى المشى. إعادة تمثيل استمرار البيانات عن طريق فصل العتبات حفظ عن طريق نظرية العينة لشانون Shannon، حيث تخص ما عرف كمعدل نيكويست Nyquist، الـــتكرار الأدنى للعينة يمكن حدوثه إذا أعيد تركيب الإشارة الأصلية من فصل العينات. لتحديد هذا التكرار الأدنى من الضرورى معرفة اتساع الشريط الذى يحـــتوى عـــلى معظـــم التكرار الهام لمركبات الإشارة. يجب أن يكون عمل المحاولة عند تحديد الأنواع المتباينة للحركات فى مصطلحات التكرار الطيفى لدرجـــة أن أكـــثر تكوين لاختيار معدلات البيانات المكتسبة يمكن عمله. عزل الأمثـــلة يعمـــل عـــلى احياء المرجع، على سبيل المثال أشار وينتو وآخرون Winter et al. (١٩٧٤م) إلى أن نسبة ٩٩,٧% من إشارة القدرة لعلامة كعب القـــدم خـــلال الخطوة العادية كانت تحت التوافيق الثامن فى الدورة ١,٤ ثانية تقريباً. وسوف تُبنى أكثر البيانات لهذه الحالة على تأسيس مناقشة معدل الكادر. المجـــال الـــثانى لتهذيب وتفاضل البيانات يكون، لو أى شئ، أكثر تحكماً من معدل اختيار الكادر. تستخدم ثلاث طرق شائعة تشتمل على :

(أ) الملاءمة لأقل مربع منفرد متعدد الحدود لكل نقاط البيانات الممكنة عن بلاجيهوف Plagenhoef (١٩٧١م) وعمل المشتقات التحليلية للمنحنى الحاصلين عليه.

(ب) المطابقة المنطقية مثل تكنيك شريحة المكعب.

(جـــ) متوسط الوزن الحركى أو طريقة التهذيب الرقمية.

عن لانستروز (١٩٥٧م)، ويلكوك Wilcock، وكيرزينر Kirsner (١٩٦٩م)، بيزاك Pezzack، نورمان Norman، وينتر Winter (١٩٧٥م). مــن المهــم مــع تعدد المطابقة الفردية تحقيق أن اختيار درجة التعدد تقريباً مباشـــرة تـــرتب المدى حيث ربما لا يكون بالقدر الكافى على تكوين منحنى العجـــلة- الـــزمن. مـــبدئياً هذه النقطة ربما يبدوا أهملت عن طريق كثير من الباحثين. عموماً، سيظهر أن متوسط الحركة والمطابقة المنطقية للتجزئة مدخل لحل أصغر تركيبات لبيانات الإزاحة، بدون استخدام التعدد غير الواقعى لأعلى درجـــة. ويظـــل هنـــاك خطـــورة لزيادة التهذيب كطريقة ويليكوك وكيرزنير (١٩٦٩م) كنموذج لذلك. النقطة – تسعة لثانى مشتقة للمنقى على سبيل المثال، كذلك النقطة 3-dB تقريباً عند 3-4Hz عند معدل إطار ٥٠ إطار فى الثانية.

بـــناء عـــلى مـــا ســـبق تظهر الحاجة إلى الانتباه فى مجال التهذيب والمفاضلة المستخدم للمعلومات الأولية تبعاً لخصائص واحصائية خواص خطأ القيـــاس أو التشويش. ميكانيكية نظرية وسائل الاتصال تعرض كيف يمكن أن يكـــون تباين بيانات التشويش. محدودة فى المنقى الرقمى لتحسين التنبؤ بعملية التهذيب موريس (١٩٦٩م). وسوف يعود هذا على تحسين التنبؤ بالعجلة ويقود إلى تقديرات أفضل للقوة.

سابعاً : النماذج الرياضية : Mathematical models

مـــع الزيادة العريضة لاستخدام الحسوب الرقمى فى أبحاث الميكانيكية الحيويـــة، أصـــبح فى الإمكـــان إجراء حسابات متعددة لبيانات أجزاء الجسم بسرعة وبدقة.

قـــدرات الحسوب امتلكت كذلك الاقتصاد فى تطور النماذج الرياضية للجســـم. خصـــائص كل نموذج توظف أى عدد لتبسيط المسلمات تبعاً لتركيب ووظيفـــة الجسم. عادة المفاصل اعتبرت عديمة الاحتكاك وغضروفية. ازاحة الـــدم والأنســـجة الـــرخوية لـــم تلاحظ كأجزاء وتم التسليم بأنها أجسام صلبة متجانســـة لبســـاطة شكلها الهندسى. اليدين والقدمين وصفوا كأعضاء منفردة. نـــتيجة لمناقشة دراسات كل من براون Brown وفيشر Fischer (١٨٨٩م)، فيشـــر (١٩٠٦م) (١٠)، وديمبستر Dempester(١٩٥٥bم) (٧). تم استنباط بيانـــات عـــن نســـب كتل الأجزاء. وزن الجسم بارتباطه بمجموعة القياسات الأنثروبوميـــترية لـــلفرد جهزت بمعلومات ضرورية لتحديد أطوال الأعضاء، وأعراضـــها وكتـــلها. من أجل تبسيط الشكل الهندسى لأجزاء الجسم وجعلها مـــثالية، أصـــبحت العمـــليات الرياضية لتحديد مركز ثقل كتلة الجسم وعزوم القصور الذاتى الأساسية تسير نحو التقدم.

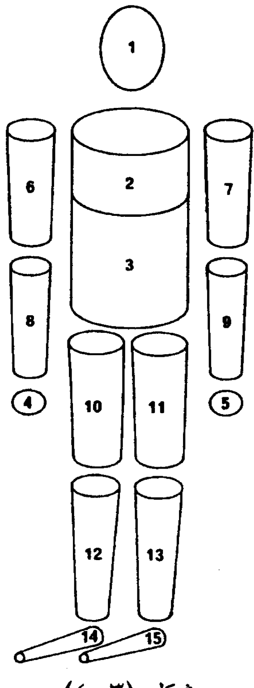
أول محاولة لوصف اصطلاح نمذجة الجسم تمت عن طريق كولوبكى Kulwicki وشـــلى Schlei (١٩٦٢م) (١٣). وتكون نمذجة الجسم من ستة اســـطوانات دائـــرية تمـــثل الذراعين arms، الرجلين legs، والجذع torso.

البارميترات العضوية التى تم الحصول عليها من دراسة ديمبستر (١٩٥٥pم)، ٥٠% مـن الـبيانات مـن مسح ١٩٥٠ شخص أمريكى والمعلومات من قسم الأنـثروبولوجى لمكتـبة أكاديميـة أبحاث الفضاء لقاعدة القوة الجوية برايت باترسـون. مـع ذلك، النموذج لم يكن مؤكد دقته ولكن طور ليناسب الرجال بنسب مختلفة.

دراسـة ويتسـت Whitestt (١٩٦٣م) (٢٢) للخصائص الديناميكية للرجال فى حالة تساوى قوة الجاذبية صفر. النموذج الرياضى لجسم يتكون من ١٤ وصـلة صـلبة، وأعضاء متجانسة لها أشكال هندسية بسيطة. اعتبر أن الـنموذج معـلق بالمفاصـل وامتلك ٢٤ درجة حرية. حدد بارتير Barter (١٩٥٧م) (١) معادلات انحدار كتل كل الأعضاء فيما عدا الرأس والجذع بينما بيانـات ديمبستر (١٩٥٥pم) وظفت من أحل متوسط الكثافات العضوية كمثال لموضـع مراكـز الكتلة للطرف العلوى والسفلى للذراعين والرجلين، ومركز كتـلة الأعضـاء الأخـرى حدد بنصف المسافة لمحاورها الطولية للقياسات الأساسية الخاصة للأبعاد العضوية للأفراد.

حدد ويتست نسبة مساهمة اصطلاح الوضع والانتقال فى عزم القصور الـذاتى للأعضـاء حـول محورها المار بمركز كتلة الجسم ووجد اصطلاح الوضع مهمل بالنسبة لليدين والقدمين والساعدين. تبعاً لهذه القواعد، ركب نظام مبسـط لـتحديد عـزم القصـور الذاتى للجسم كله والذى أهمل التغيرات فى مصطلح الوضع للستة أعضاء هذا فضلاً عن اشتماله فقط لاصطلاح انتقاله. ولم يعطى صدق تجريبى للنموذج.

اكتشف هانافان Hanavan (١٩٦٤م) (١١) نموذج لحساب ١٥ عضو للجسم. الرأس كسطح بيضاوى مفرغ، أعلى وأسفل الجذع كاسطوانة بيضاوية مســتقيمة واليديــن شكل مستدير صلب كما فى شكل (٣-٤). وباقى أعضاء الجسم اسطوانات مخروطية قائمة. حدد ٢٥ مستوى للقياسات الأنثروبومترية الضرورية للأطوال والأقطار الفردية العينة.



شكل (٣-٤)

التمثيل الرياضى للجسم (عن النموذج الرياضى للجسم لهانافان)

وظـــف بارتيـــر (١٩٥٧م) معـــادلات انحدار تقريبية لكتل الأعضاء استخدم هانافان المعلومات عن الكتل، والأبعاد، والخصائص الهندسية للأعضاء الـــنموذجية (المـــثالية) لحساب عزوم القصور الذاتى لها وموضع مركز ثقل الكتـــلة لهـــا أيضـــاً. الـــنموذج خصص ليشمل أبعاد أى فرد يمكن استخدامها كمدخلات فى البرنامج ومطابقة للبيانات المحسوبة لعضو الجسم.

حيث أن الموضوعية الرئيسية لهانافان كانت لتحديد خصائص القصور الذاتى للجسم كله فى أوضاع متنوعة ومختلفة، برنامج الحاسب الآلى الخاص بـــه لـــم يخـــرج بيانـــات فردية عن الأعضاء. مع ذلك هذه المعلومات يمكن الحصول عليها عن طريق تدوير النظام الذى يحسب تلك البارميترات وادماج تناســـق حـــالات المدخـــلات والمخرجات. فى الإمكان إجراء تعديلات أخرى أيضاً.

قام هانافان بإجراء مقارنة نتائج الحاسب الآلى بتلك التى حصل عليها تجريـــبياً مـــن ٦٦ فـــرد سانتس وآخرون .Santsch et al (١٩٦٣م) (١٨) للحصـــول عـــلى صدق نموذجه. واستخلص أنه بصفة عامة، التنبؤ بموضع مركـــز ثقـــل كتـــلة الجســـم كله من خلال ٠,٧ ياردة من القيم التجريبية، مع خصوصـــية المطابقة الحسنة المحفوظة بين الإحداثيات الرأسية. ظهرت أكبر التناقضات فى نتائج اليدين والقدمين فى القصور الذاتى. ومع ذلك هذا التناقض تأثيـــره غيـــر مؤثر فى الحسابات حيث أن عزمها تقريباً صغير عندما يقارن بعـــزوم الأعضـــاء الأخـــرى بالإضافة إلى أن كلا اليدين والقدمين، مصطلح

الانــتقال فى المحــور المــوازى نظرياً مسلم به أكثر دلالة احصائياً من فعل مصــطلح الأوضـــاع. فى المتوســط، التنــبؤ بعزم القصور من خلال ١٠% لــلمعيار. مــبادئ نمــوذج هانافــان اتسع بحث تطبيقها كمعوقات عن طريق مناقشتهــا فـــى الدراسات بواسطــة ماك كراند McCrank وسيجير Seger (١٩٦٤م)،، وسميث Smith وكانى Kane (١٩٦٧م) (٢٠)، ريدل Riddle وكـــانىKane (١٩٦٨م) (١٧)، شير Scher وكانى (١٩٦٩م) (١٩)، وميلر Miller (١٩٧٠م) (١٦).

ســنة (١٩٦٥م) تيبر Tieber وليندموث Lindemuth (٢١) أدمجوا تعديــلات متعددة على نموذج هانافان محاولين تحسين معوقات دقته. استخدما مجموعــة جديــدة من معادلات الانحدار من أجل تقدير وزن العضو، كما فى الجدول (٣-٢). تلك التصورات زادت متطلبات المدخلات عن طريق إضاف الســن وأكــثر مــن قياســين للمقاييس الجسمية إلى أصل اشتراطات الخمسة وعشرون لهانافان.

التمــثيل الــنموذجى الرياضـــى للجســم كله يكون نافعاً تقريباً لاتفاق الدراســات مع التحليل الكيناتيكى للرياضة. ويملك التمثيل النموذجى الرياضى ميــزة تجعله قادراً على تحديد الخصائص البيوميكانيكية لجميع الأعضاء مبنية عــلى قياسات أنثروبوميترية قليلة وسهل الحصول عليها من الفرد. وهو أيضاً يــؤدى إلى سرعة ودقة طرائق الحسابات الضرورة للأداء. هذا التكنيك لتقدير باراميــترات أعضاء الجسم نفذ عملياً على عدد كبير من الأفراد وأمكن اتخاذ

الإجـــراءات المتعلقة بعزم القصور الذاتى غير الممكنة من المصادر الأخرى. الحقيقـــة أن علاقات توزيع الكتلة المكتشفة من نسبة عينة صغيرة من الجثث يجـــب حفظها فى الذاكرة. الدراسات الحديثة لكلاوسير Clauser ومساعديه (١٩٦٩م) (٥) ســـاعدت بمعـــلومات كثيرة عن نسب تلك الكتلة العضوية وعن مواضــــع مركـــز ثقل الكتلة. ونتوقع فى المستقبل أن النماذج سوف تدمج تلك الـــبيانات جيـــداً مع المعلومات الأخرى لهذه الحقيقة حيث تصبح تكرارها فى البحث متاح.

جدول (٣-٢)

نسب أوزان الأجزاء بالنسبة لوزن الجسم كله

العضو	وزن العضو (Ib)
الرأس	٠,٢٨ وزن الجسم (W) _ ٦,٣٥٤
الجذع	٦,٤١٨ - W ٠,٥٥٢
العضدين	٠,٨٦٢ + W ٠,٠٥٩
الساعدين	٠,٨٥ + W ٠,٠٢٦
اليدين	٠,٥٣ + W ٠,٠٠٩
الفخذين	٤,٨٤٤ + W ٠,٢٣٩
الساقين	٢,٨٤٦ + W ٠,٠٦٧
القدمين	١,٨٢٦ + W ٠,٠١٦

References المراجع

1- Barter, J.T. (1957), Estimation of the mass of body segments, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio, (WADC TR 57-260).

2- Bernstein, J. : (1954), Calculation of the body surface area by photogrametry, Scand. J. Clin., Lab. Invest., 6, 322-324.

3- Braune, W., and Fischer, D. : (1889), uber den schwerpunkt des wienschlicen korpers mit rucksicht auf die ausrustung des deutschen lanfanteristen, Abh. D, Math, Phys. C./ d. D. Sachs, Gesselsch, der Wiss, 26, 561-572.

4- Clauser, C.E. et al. : (1972), Anthropometry of Air force women, Wright-Patterson, Air Force Base, Ohio, (AMRL-TDR, 72-5).

5- Clauser, C.E., McConville, J.T., And Young, J.W. : (1969), Weight, volume, and center of mass of segments of the human body, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio, (AMRL TDR, 69-70).

6- Dempster, W.T. : (1961), Free body diagrams as an approach to the mechanics of human posture and motion. In E.G. Evans (Ed.), Biomechanical studies of the musculo-skeletal systems, Sprungfield, III, C.C. Thomas.

7- ——————— : (1955a), Space requirements of the seated operation, Wright-Patterson, Air Force Base, Ohio, (WADC TR 55-159).

8- ——————— : (1955b), The anthopoemtry of body action, Ann. N.Y. Acad. Sci., 63, 559-585.

9- Dempster, W.T., Sherr, L.A., and Priest, I.G. : (1964), Conversion scales for estimating humeral and femoral length and the lengths of functional segments in the limbs of American Caucasoid Males. Hum., Bio., 36, 246-202.

10- Fischer, O. : (1906), Theoretische Grundlagen fur eine mechanik der lebenden korper nit speziellen anwendungen auf den menschen sowie auf eenige, beweguns vorgange un maschinen, Leipzig: Tuebner.

11- Hanavan, E.P. : (1964), A mathematical model of the human body, Wright-Patterson Air force base, Ohio, (AMRL-TR 54-102).

12- Harless, E. : (1962), The static moments of the component masses of the human body, Wright-Patterson Air Force Base, FTD, TT 61-295).

13- Kulwicki, P.V., And Schlei, E.J. : (1962), Weightless man: self rotation techniques, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio, (AMRL-TDR, 62-129).

14- Matsui, H. : (1958), A new method to determine the center of gravity of a human body by somatometry: Taiku no Kagakush, Japanese.

15- McCrank, J.M. and Seger, D.R. : (1964), Torque free rotational dynamics of a variable- configuration body (Application to weightless man), Wright-Patterson Air Force Base, Ohio.

16- Miller, D.I. : (1970), A computer simulation model of the airborne phase of diving, unpublished doctoral dissertation, Pennsylvania State University.

17- Riddle, C. and Kane, T.R. : (1968), Reorientation of the human body by means of arm motion, division of engineering mechanics, Stanford University, (Tech. Rpt. No. 182).

18- Santschi, W.R., DuBois, J. and Omoto, C. : (1963), Moments of inertia and centers of gravity of the living human body, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio, (AMRL-TDR, 63-36).

19- Scher, M.P. and Kane, T.R. : (1969), Alteration of the stale of a human being in free ball, division of applied mechanics, Stanford University, (Tech. Rpt. No., 198).

20- Smith, P.G. and Kane, T.R. : (1967), Reorientation of a human being in free ball, division of engineering mechanics, Stanford University, (Tech. Rpt. No., 171).

21- Tieber, J.A. and Lindemuth, R.W. : (1965), An analysis of the inertia properties and performance of the astronaut maneuvering system. Wright-Patterson Airforce Base, Ohio (AMRL-TR 65-216).

22- Whitset, C.E. : (1963), Some dynamic response characteristics of weightlenss man, Wright-Patterson Airforce Base, Ohio, (AMRL-TDR 63-18).

الفصـــل الرابع

تطبيقات التحليل البيوميكانيكى

Application of Biomechanical Analysis

أولاً : تطبيقات تحليل الأبعاد الثلاثة للهيكل العضلى

Musculoskeletal applications of three dimensional analysis

ثانياً : تطبيقات فى مجال مقاييس جهد العمل

Application in ergonomics

ثالثاً : أنظمة تحليل الحركة المبنية على تصوير الفيديو

Video based of motion analysis systems

رابعاً : دقة ضبط نظم تحليل الفيديو والتصوير السينمائى

Precision and accuracy of video and cinfilm digitalizing system

خامساً : تقدير قوى العضلة والمفصل

Estimation of muscle and joint forces

سادساً : أساليب الحركة الفطرية لدى الإنسان

Inherent movement pattern in man

سابعاً : موضع مركز الكتلة

Mass center location

ثامـــناً : تقدير الأثقال الإضافية المستخدمة فى تمرينات المنافسة التى تستخدم الأدوات الرياضية

Estimation of additional weights used in competitive exercises which use sports instruments

الفصـــل الرابع

تطبيقات التحليل البيوميكانيكى

Application of Biomechanical Analysis

معظـــم الأبحاث الحديثة فى القياس البيولوجى للأبعاد الثلاثة تطبيقاتها العملية قليلة. بالرغم أن أمال المؤلفين فى تطوير مجال الطب التشخيصى ربما يـــتوقف على نتيجة طرق قياسها ويتتل Whittle (١٩٨٧م) (٣٦) من حسن الحـــظ أن هذه الحالة تغيرت الآن، وهناك مكاسب للتشخيص الطبى غير قابلة لـــلجدل ومتوقع زيادة عدد التطبيقات النافعة فى مجالات الطب التشخيصى فى المستقبل.

لقـــد كان عالم الطب التشخيصى بطيئاً فى التعرف على فوائد القياس ثـــلاثى الأبعـــاد لعـــدة أســـباب. ولعـــل مـــن أهم هذه الأسباب أن كثير من المتخصصين فى الطب التشخيصى بعيدين كل البعد عن العملية التكنيكية وربما يكونـــون مـــتخوفين منها. كذلك فإن التكلفة العليا للنظم التحليلية الحديثة أيضاً أعـــانت الكـــثير ممن يرغبون فى التعرف على الاستخدام الطبى التشخيصى العلاجى للمعطيات البيوميكانيكية.

تـــم إحـــراز معظـــم الـــتقدم فى مراكز حيث يوجد نشاط تعاونى بين المهندســـين القـــادرين عـــلى إجـــراء القياسات وحساب النتائج، وبين الأطباء التشخيصيين القادرين على تطبيق المعطيات الناتجة على الحالات المرضية.

ولعل المجال التشخيصي الذى أظهر أكبر استفادة عملية من قياس الأبعاد الثلاثة هو تحليل طريقة المشى، وبخاصة عند تطبيقها على التشخيص التفصيلي والتخطيط العلاجي للشلل الدماغى (المخى). هذا الفصل رؤية لهذا التطبيق، كتطبيقات فى الجراحة الترقيعية، والجراحات التقويمية، وحركة الأطراف العلوية وحركة العمود الفقرى، والحركات المفصلية الميكانيكية والأنشطة الرياضية.

تحليل المشى : Gait analysis

بعد أكثر من ١٠٠ عام فى تطوير تكنيك المشى أصبح تحليل المشى يمتلك وسائل اكلينيكية نافعة الآن.

يمكن أن يؤدى التحليل الكينماتيكى والكيناتيكى لتكنيك الأبعاد الثلاثة إلى وصف التعديلات البيوميكانيكية العيارية والعلاجية Pathological للمشى، ولكن تظل الأجهزة والأدوات باهظة التكاليف. حيث أن مثل هذه التجهيزات غير ممكنة يبقى استخدام أبسط الطرق للحصول على المعلومات عن المتغير الإكلينيكى قائماً جامعة نيويورك .New York Univ (١٩٨٠م). نشرت مراجع لتحليل المشى عن طريق فيوجان Vaughan، بيزير Besser، سوزمان Sussman، باوشير Bowsher (١٩٩٢م) (٣١)، وكتب مؤلف عن نفس الموضوع عن طريق ويتتل (١٩٩١م) (٣٧).

المشية العادية : Normal gait

هناك الكثير مما نشر حول المشية العادية أكثر مما نشر عنه موضوع المشية الباثولوجية أو المرضية الجديرة بالاهتمام الشديد. ومع ذلك، فإن هناك سببين مناسبين لدراسة المشية العادية وهما إيجاد أساس لفهم المشية المرضية وتوفيــر بيانات معيارية يمكن فى مقابلها الحكم على البيانات المرضية. ورغم احتواء الكتابات العلمية على الكثير من البيانات عن الأشخاص العاديين إلا أنها فى الغــالب تتعــلق بالإجــراءات الأكثر بساطة مثل المعايير العامة للمشية، وتوقيــت دور المشية، وزوايا المفصل المستوية السهمية (Murray, 1974، Perry, 1967). والمعدلات العادية لم يتم تحديدها بالكامل بعد بالنسبة لبعض القياســات الأكــثر تعقيــداً والتى لا يمكن الحصول عليها مباشرة مثل زوايا المفاصــل التى تتحرك محاورها بالتناسب مع مستوى التدرج فى المشية أو عــزم المفصــل أو تحميلات الجهد على الطرف. ولأن كثير من المعايير القياســية تتنوع حسب نوع وعمر وطول الشخص وحسب سرعة المشى فقــد يــلزم قياس المئات من الأشخاص لتحديد المعدل العادى والطبيعى بشكل ملائم.

وصف نمط المشية : Gait pattern description

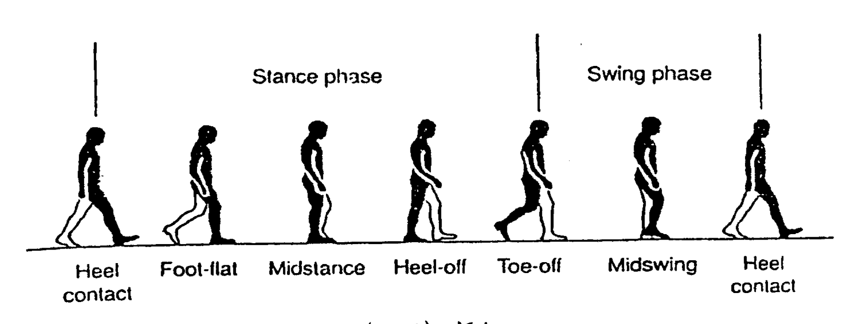
بدأت التحليلات العلمية للمشية بالقياسات الفوتوغرافية التى أجراها كل مــن Marey & Muybridge عام ١٨٧٠م. وقد سيطر التصوير السينمائى عــلى هــذا الموضــوع لمدة مائة عام حتى تم تقديم الأنظمة العلمية للأجهزة الالكترونية البصرية لأول مرة فى السبعينات. وبالرغم من غلاء أسعار أنظمة

الحاســبات المرئية الحديثة، إلا أن دقتها وسرعتها وملائمتها جعلت منها الآن أداة القياس المعيارية فى معظم جهات تحليل المشية.

وتشتمل الدراسات العلمية للمشية تحديد عدد من الأحداث التى تقع أثناء دورة المشــية والــتى تعرف بأنها الفترة الزمنية الفاصلة بين أى من الأحداث الــتكرارية للمشى، وبتحديد أكثر بين ملامسة إحدى القدمين للأرض وملامسة نفــس القــدم لــلأرض مرة أخرى. وتنقسم دورة المشى لكل قدم إلى مرحلة الاســتناد (وذلك عندما تكون القدم على الأرض) ومرحلة المرجحة (عندما لا تكــون كذلك- أنظر الشكل (٤-١)). ففى الشخص العادى تبدأ مرحلة الاستناد عــندما يلامس الكعب الأرض، ويتبع ذلك انبساط القدم عندما تنزل بقية القدم على الأرض. والوقت الذى تجتاز فيه قدم مرحلة المرجحة قدم مرحلة الاستناد يسمى منتصف الاستناد. ويتبع هذا رفع الكعب عندما يرتفع الكعب عن الأرض وتتلقى القدم الأمامية وزن الجسم. وتنتهى مرحلة الاستناد عند رفع أصابع القدم عــن الأرض عــندما تــترك بقية القدم الأرض. وتنقسم مرحلة المرجحة إلى مرحــلة اسراع ومرحلة ابطاء مع أرجحة وسط توازى الاستناد الوسطى وهى الوقت الذى يكون فيه القدمين جنباً إلى جنب. والوصف الأشمل للمشى العادى هو هذا الذى أعطاه كل من Inman وRalston وtodd (١٩٨١م) (١١) كما تم وصف دورة المشية أيضاً بشئ من التفصيل من قبل Whittle (١٩٩١م) (٣٧)، وPerry (١٩٩٢) (٢٣). ولأن القــدم تكــون على الأرض لفترة أطول مــنها فى الهواء يكون هناك تداخل بين مراحل الاستناد على الناحيتين- وقت الارتكاز المزدوج عندما يكون كلا القدمين على الأرض فى نفس الوقت (شكل

(٤-٢). ووقــت الارتكاز الفردى لقدم واحدة وهو الوقت الذى تكون فيه هذه القدم فقط على الأرض- أثناء مرحلة المرجحة للقدم الأخرى.

ومن العمر الذى يبدأ فيه المشى ينضج نمط المشية سريعاً فى البداية ثم يزداد بطئاً حتى يتم الوصول إلى نمط البلوغ فى عمر أربع سنوات، ومن هذا العمــر فصاعداً تحدث تغيرات فى طول ومسافة الخطوة وايقاعها والتى تكون مرتبطة بالنمو، ولكن يكون هناك تغييراً قليلاً فى النمط الضمنى أو الأساسى. أمــا فى ســن الكــبر فيكــون هناك ابطاء فى المشية، ولكن معظم التغيرات المــلحوظة تكــون مرتبطة بسرعة المشى أكثر من ارتباطها بأى حالات شاذة محــددة للشيخوخة. وعموماً، فإن حدوث الأمراض المؤثرة فى المشية يصبح أعلى كثيراً مع تقدم العمر، ومن ثم يمشى كثير من الأشخاص المسنين بطريقة غير عادية.



شكل (٤-١)

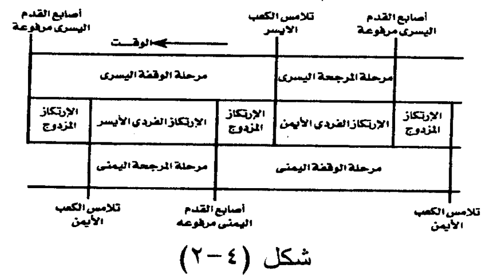
وضع الرجلين خلال دورة مشى مفردة من اتصال الكعب الأيمن إلى اتصال الكب الأيمن

المعايير العامة للمشية وزوايا المفصل :

General gait parameters and joint angles

تحــدد الأوضاع المتتالية للقدم على الأرض عدداً من معايير المشية، شكل (٤-٣) وتسمى عدد الخطوات المنفصلة التي تجرى في فترة زمنية معينة (نموذجياً دقيقة واحدة) بالإيقاع أو إيقاع الخطوة. والمسافة التي يتحركها الجسم ككـل للأمـام في زمـن محـدد يمكـن استخدامها لحساب سرعة المشى Walking velocity.

وطــول الخطوة هى المسافة التى تتقدم بها كل قدم على التعاقب أمام القــدم الأخــرى وإضـــافة طول خطوتين معاً يحدد طول اتساع الخطوة وهى المســـافة التى تتحرك بها إحدى القدمين للأمام أثناء دورة المشية. أما المعايير الأخــرى لوضع القدم فهى قاعدة المشي وهى المسافة جنباً إلى جنب بين خط القدميـــن وزاويـــة أصابع القدم للخارج (أو أقل شيوعاً، أصابع القدم للداخل)، والتى تقاس بين خط الوسط للقدم واتجاه المشى.



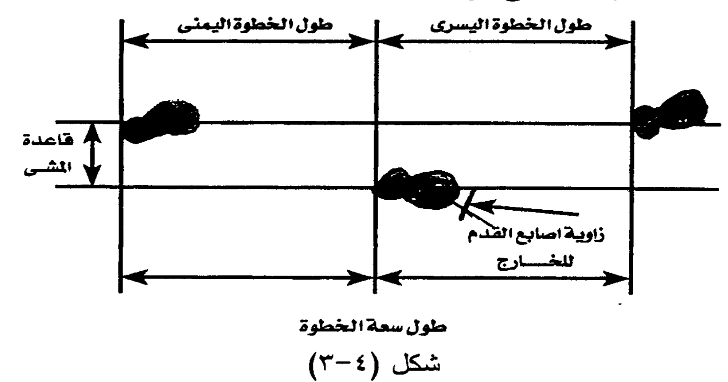
شكل (٤-٢)

توقيت الارتكاز الفردى والزوجى أثناء دورة واحدة للمشية من ملامسة الكعب الأيمن إلى ملامسة الكعب الأيمن

إذا تـــم اســـتعمال مســـجل علامـــات مناسب للقدمين وتوفرت برامج الكمبيوتر اللازمة فإن الأنظمة الكينماتية يمكنها قياس العديد من خواص دورة المشـــية بتتـــبع حـــركات الجذع والقدمين، ويتضمن مثل هذا القياس المعايير العامة للمشية (الإيقاع، طول سعة الخطوة، والسرعة، وقاعدة المشى، وزاوية أصـــابع القـــدم للخارج، وتوقيت مراحل الارتكاز الفردية والزوجية، وتوقيت إحداث انبساط القدم والكعب).

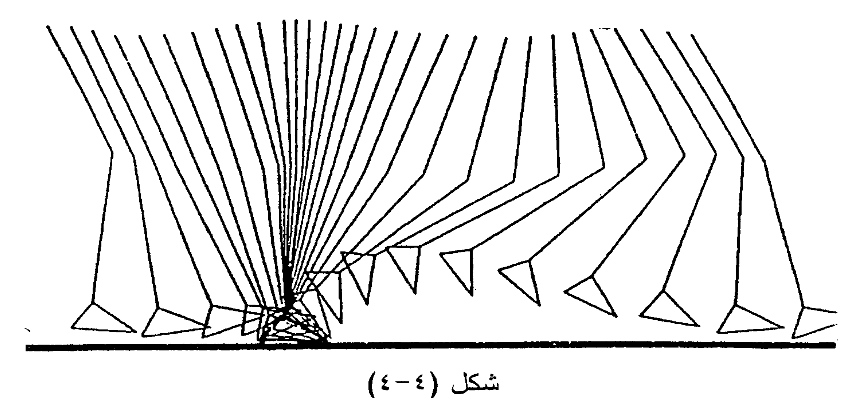
بداية، تم استخدام الأنظمة الكينماتيكية ثلاثية الأبعاد أساساً لإنتاج رسوم تخطيطيـــة شـــكلية لأوضـــاع الأطراف أثناء المشى شكل (٤-٤). ورغم أنه مناسب بصرياً، إلا أن هذا النوع من العرض يعد ذو فوائد محدودة فى تفسير نـــتائج تحـــليل المشية. والأكثر استخداماً هو تحديد مواقع المفاصل والمعايير الأخرى المرتبطة بوظيفة العضلات والمفاصل وقياسها قياساً ثلاثى الأبعاد عن طـــريق الأنظمة الكينماتيكية ثلاثية الأبعاد وكذا قياس زوايا الحركة. والمعدل الأكـــبر لـــلحركة يحدث فى المستوى السهمى، وتكون البيانات الناتجة من هذا المســـتوى هى الأكـــثر استخداماً شكل (٤-٥) ولكن كل من المستوى الجبهى والمســـتعرض قـــد تكون لحركتهما أهمية خاصة فى دراسة المشية المرضية. ومن سوء الحظ أن تعريفات حركة المفصل ثلاثية الأبعاد (الثنى والمد، الابتعاد والاقـــتراب عـــن المركـــز، والـــدوران الداخـــلى والخارجى) تعد غير دقيقة بالمصطلح العلمى ومن ثم يصعب أو يستحيل التوفيق التام بينها وبين دورانات المفاصـــل المقاســـة بالقياس ثلاثى الأبعاد. وبالرغم من العديد من المحاولات

لابتكار أنظمة للمحاور تتفق مع الاصطلاحات الإكلينيكية فإن هناك اتفاق قليل على كيفية تحقيق ذلك على الوجه الأمثل.



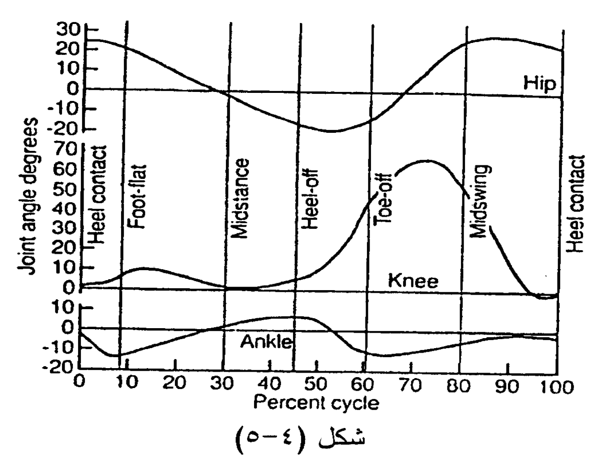
شكل (٤-٣)

المصطلحات المستخدمة لوصف وضع القدم على الأرض



شكل (٤-٤)

وضع الرجل اليمنى عند فترات ٤٠م ث خلال أكثر من دورة خطوة



شكل (٤-٥)

زوايا مفصلى الفخذين (الثنى الإيجابى)، الركبة (الثنى الإيجابى)، لقدم التبعيد والثنى الإيجابى خلال دورة خطوة منفردة

محصلة قوى العضلات الداخلية العضوية وعزومها :

Intersegmental resultant forces and moments

يعطى النظام الكينماتيكى فقط جزء من البيانات المطلوبة للتحليل البيوميكانيكى التفصيلى لحركة الإنسان، أما المعلومات الأخرى المطلوبة لقياس القوى العضليهيكلية فتوفرها الأنظمة الحركية (الكينتيكية). ويتكون ذلك على العموم من درجة أو أكثر للقوة تقيس قوة رد فعل الأرض أثناء المشى والأنشطة الأخرى. فإذا تم استخدام كل من الأنظمة الكينتيكية والكينماتيكية فإن البيانات ثلاثية الأبعاد المحصلة يمكنها توفير مادة ادخال للنماذج الرياضية لاستنتاج عزم المفصل وقوى المفصل وتفاصيل انتقال الطاقة بين قطاعات

الصرف وقد ثبت أن قياسات القوى والعزوم والطاقة ذات قيمة كأدوات للبحث كما أظهرت أيضا قيمتها فى ظروف إكلينيكية عديدة.

ويوضح الشكل (٤-٦) العزم الداخلى للقوة المولدة حول مفاصل الفخد والركبة والكاحل فى المستوى السهمى أثناء المشى. ولا يتضمن وجود عزم داخلى بالضرورة تقلصا عضلياً لأن العزم الداخلى قد يتولد أيضا عن طريق أبنية غير فعالة كالأربطة وعموما فإن مضاعفة عزم القوة بالسرعة الزاوية حول المفصل يعطى الجهد المتولد أو الممتص والذى يرتبط مباشرة بشكل أكبر بالنشاط العضلى ونقص الطاقة.

إن الصياغة الرياضية يمكن أن تعطى تقييماً لقوى المفصل، ولكن فى معظم الحالات، يوجد حالة عدم تحديد إلى حد استحالة استنتاج حل دقيق للعدد الكبير من المعادلات المتزامنة المتضمنة. ومن ثم يكون من الضرورى وضع افتراضات توضيحية قد تكون أو لا تكون صحيحة. فعلى سبيل المثال قد يفترض أن هناك وضع مثالى أو عدم وجود تقلص للعضلات المقاومة، ففى بعض الحالات يمكن أن يقل عدم التيقن هذا بشأن أنشطة العضلات على سبيل المثال عن طريق التسجيل الكهربائى للانقباضات والاسترخاءات العضلية لتحديد ما إذا كانت عضلة معينة تنقبض.

وبالرغم من تركيز دراسة ميكانيكيات الأطراف على المستوى السهمى إلا أنه يوجد الآن تأكد متزايد بأنه من أجل عمق صورة كاملة فإنه لابد من إجراء قياسات ثلاثية الأبعاد ففى الركبة مثلاً يوجد تحميل تفاضلى بين الأجزاء

الوســطى والأجــزاء الجانــبية التى تعتمد إلى حد كبير على عزم الركبة فى المستوى الجبهى. كما أن مدى إمكانية تخفيف أعراض الالتهاب الشريانى عن طــريق استئصال جزء من عظم الساق يمكن التنبؤ به الآن عن طريق إجراء القياسات ثلاثية الأبعاد لزاوية وعزم المفصل.

نشاط العضلات : Muscle activity

رغــم أنه ليس قياساً ثلاثى الأبعاد، إلا أن هناك جانب هام من جوانب تحــليل المشــية، خاصة من الناحية الإكلينيكية، وهو قياس النشاط الكهربائى للعضــلات بواسطة التسجيل الكهربائى للانقباضات والاسترخاءات (EMG). ويوضــح الشكل (٤-٧) النشاط النموذجى لست مجموعات عضلية أثناء دورة المشى تم تسجيلها كهربائياً. وتستطيع معظم أجهزة تحليل المشية ثلاثية الأبعاد تســجيل بيانـــات التسجيل الكهربائى للانقباضات والاسترخاءات العضلية عن طــريق محول يحول البيانات المتناظرة إلى بيانات رقمية. ويتم بطبيعة الحال تســجيل بيانات التسجيل الكهربائى للانقباضات والاسترخاءات العضلية بتردد اختــبارى أعلى من البيانات الكينماتيكية. كما يجب أن تكون برامج الكمبيوتر التحليلية قادرة على التعامل مع هذا ومزامنة كلا النوعين من البيانات.

ويتطــلب أكثر أشكال التسجيل الكهربائى العضلى الدقيق ادخال سلك رفيــع داخــل العضـــلة لقياسها مما يستبعد فى الغالب التدخل من أى مصادر أخــرى للنشاط الكهربائى. ومع ذلك فإن هذا يعد شيئاً غير مريح خاصة عند وجود كثير من الحركات العضلية كما هو الحال فى المشى. ومن ثم فإنه يكون الأكــثر اعتياداً لتحليل المشية استخدام الأقطاب الكهربائية السطحية الأقل دقة

ولكـــن أكثرها راحة، إلا إذا كانت هناك ضرورة معينة **للتفاصيل التى** يوفرها مقاييس السلك الرفيع.

أحد عيوب التسجيل الكهربائى للانقباضات والانبساطات العضلية هى أنـــه شبه كمى فقط. فالعضلات قادرة على إحداث توتر **عندما تقصر (انقباض** مـــتمركز) أو تحتفظ بطولها (انقباض ثابت أو أيسومترى**) أو تطول (انقباض** بوليوميـــترى) وتختلف العلاقة بين النشاط الكهربائى و**التوتر العضلى** بالنسبة لهــذه الأنـــواع الـــثلاثة من الانقباضات كما أنها لا **تتماشى خطياً مع** النزعة المغناطيســـية التخـــلفية المحددة بعلامات وتتفاوت مع تاريخ انقباض العضلة الحديـــث. ولقـــد أجريت عدة محاولات على مدى السنوات لتحديد **علاقة** قوة التسجيل الكهربائى للانقباضات والانبساطات العضلية ولكن **ثبت** استحالتها إلا تحت ظروف معملية صناعية شديدة. من ناحية أخرى، يفيد التسجيل الكهربائى للانقباضات والانبساطات العضلية فى تحليل المشية لتقديم **تفسير لهذه** الحالات غيـــر السوية فى المشية والتى يتم ملاحظتها بالأنظمة الكينماتيكية. وفى نهاية الأمـــر تكـــون العضـــلات هى المسئولة عن المشية، كما أن فحص التسجيل الكهربائى للانقباضات والانبساطات العضلية يجعل من الممكن تحديد "الأنماط الحركية المدانة" فى المشية المرضية (Winter, 1985). (٣٩)

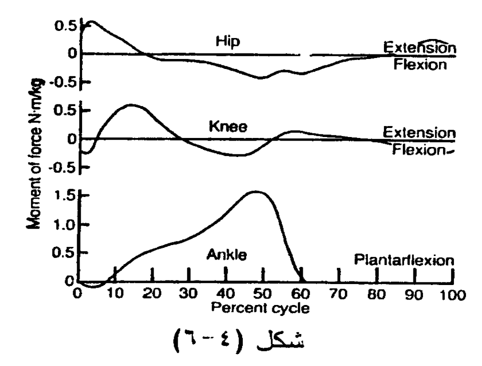
العمل، الطاقة، القدرة : Work, Energy and power

أحـــد السمات الكبرى لكثير من المشيات **المرضية هى** أنها غير كافية بخصـــوص اســـتهلاك الطاقـــة وتســـبب تعب سريع **للمريض**، ويعتبر تحليل اســـتهلاك الطاقـــة المشـــمول فى المشى هو قياس **معتاد** فى كثير من معامل

المشى، ونقصه يستخدم كمؤشر للعلاج الناجح (واترز، لانسفور، بيرى، بيرد، Waters, Lunsford, Perry & Byd ١٩٨٨م) (٣٤).

الوسـائل المعـتادة لقيـاس استهلاك الطاقة هى بتجميع هواء الزفير، باسـتخدام قـناع وجه أو قطعة فم، وحساب الأكسجين المستخدم وثانى أكسيد الكـربون خلال نشاط مفترض. ونظرياً يمكن عمل نوع من القياس باستخدام تجميـع لنظام كينماتيكى– كيناتيكى، وحساب التغيرات فى الطاقة فى كل جزء من الجسم خلال دورة مشى. هذه الحسابات (العمل الخارجى المحسوب) أيضاً يتطـلب مركز الجاذبية، وعزوم القصور الذاتى لأجزاء الجسم. مع ذلك ليس هـناك تناسـب مباشر بين النشاط الأيضى والبدنى. وتستخدم العضلات طاقة إيضـية حـتى عند أداء انقباض لامركزى، والمصطلح البدنى له عمل سلبى. ولهـذا السـبب، فنتائج التحليل من غير المحتمل أن تتناسب بدقة مع قياسات الغاز فى الزفير، لكنه يعطى بيانات إكلينيكية مفيدة (جاج، فابيان، هيكس، مان Gage, Fabian, Hicks, Man ١٩٨٤م) (٧).

ربمـا تكون القيمة الأكبر لتحليل التغيرات فى الطاقة للأطراف خلال المشـى. دورة المشـى الطبيعية كافية جداً فى استخدام الطاقة، بسبب أن عدد الأمثـليات وتبادل الطاقة بين الأجزاء. فى المشية غير الطبيعية، هذه العمليات تـبطئ، والسبب فى زيادة استهلاك الطاقة الكلية يمكن أن يعود للتغيرات التى تحدث فى الأطراف.

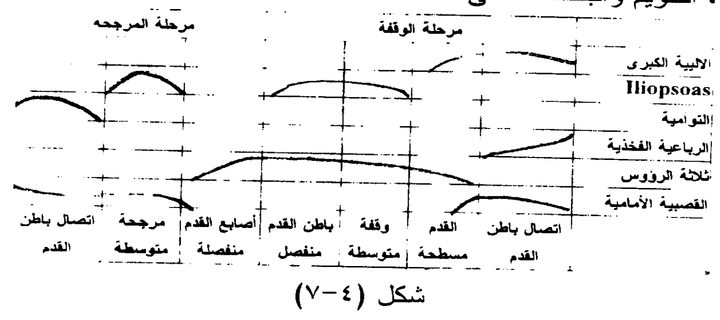


شكل (٤-٦)

العزوم الداخلية فى الحوض، الركبة، ومفصل الكاحل بالنيوتن.كجم من وزن الجسم. العزوم الإيجابية المولدة من باسطات الحوض، باسطات الركبة وثانيات الكاحل لبطن القدم

المشية المرضية Pathological gait

دراســـة المشية المرضية تتم لعدد من الأسباب والأهم منها هو صنع القرار، التقويم والبحث العلمي.



شكل (٤-٧)

النشاط المثالي لمجموعة العضلات الكبرى خلال دورة المشي

صنع القرار الإكلينيكى Clinical decision making

كل صناعة القرارات الإكلينيكية، أيا كانت تشمل اضطراب فى المشى أو لا، تعتمد على ٣ أنواع من المعلومات- وصف لطبيعة وتاريخ المشكلة (من مقابـــلة مـــع المريض أو راعيه)، فحص إكلينيكى يركز على مناطق محتمل تأثرها، وعمل اختبارات معملية أو بحوث خاصة. فى هذا النص، تحليل المشية يجـــب أن يفكر فيه على أنه بحث خاص، والنتائج تعتبر مع التاريخ والفحص بالإضـــافة لأى نوع بحثى أخر تم عمله مثل أشعة اكس أو كيمياء الدم (روز Rose (١٩٨٣م) (٢٥)، تحـــليل المشـــية ممكـــن خصوصاً فى عمل قرارات للعلاج، بسبب أن يعطى معلومات عن العيب الحركى الذى يقع تحته العيب فى المشية المرئى.

الشلـــل المخـــى Cerebral palsy : أحد أكثر التطبيقات الإكلينيكية لتحليل المشـــى فى الحاضـــر فى تخطيـــط العلاج للأطفال المتأثرين بالشلل المخى.

الضـــربة المخية Stroke : المنظومة الإكلينيكية التى تسمى ضربة تنتج عن ضرر بالمخ يحدث بعد قطع توصيل الدم للمخ. غالباً يشمل صعوبة مع المشـــى (بيرى Perry (١٩٦٩م) (٢١)، نتيجته شلل يؤثر على جانب مـــن الجســـم (شـــلل نصفى أو ضعف نصفى). بالرغم من أن تحليل المشـــية لم يظهر بوضوح فائدة فى علاج الضربة، عدد من الدراسات البحـــثية يقترح تقويم دقيق لاضطراب المشى ربما يحسن عملية صنع القرار ويؤدى إلى تحسن فى ناتج العلاج.

التعـب الزائـد **Excessive fatigue** : فى المشية الطبيعية، الجسم يستخدم ٦ طـرق مختـلفة (محـددات المشية) لتقليل استهلاك الطاقة (اينمان Inman et al. (١٩٨١م) (١١)، سـاندرر، ايـنمان وايـبرهارت Sounder, Inman & Eberhart (١٩٥٣م) (٢٦).

١- دوران الحوض Pelvic rotation.

٢- ثنى الحوض Pelvic tilt.

٣- ثنى الركبة فى مرحلة الوقفة knee flexion in stance phase.

٤- طريقة الكاحل Ankle mechanism.

٥- طريقة القدم Foot mechanism.

٦- إزاحة جانبية للجسم Lateral displacement of the body.

فى المشـية المرضـية، هـذه الطرق غالباً تنكسر، مؤدية إلى زيادة اسـتهلاك الطاقـة وتعـب أكثر سرعة. تحليل المشية ربما تكتشف الفقد لهذه الطرق، وتدريب المشية ربما يحاول استعادتها.

الشلل الرعاش **Parkinsonism** : العلاج الطبى للشلل الرعاش شهد تطور حديث مع اكتشاف علاج ل-دوبا. بسبب أنه من السهل وضع الجرعة المناسـبة للمريض، المشية تستخدم لمراقبة أداء المريض لكى نحصل عـلى تضـبيط لـلجرعة (كلينرمان، دوبس، ويلر، ليمان، نيكلوسن (Klenerman, Dobbs, Weller, Leeman & Nicholson (١٩٨٨م) (١٣).

حـــالات تقويم الأعضاء Orthopaedic conditions : تحليل المشية ربما يكـــون مفيـــد فى علاج حالات تقويم الأعضاء. عندما يكون المريض عـــنده التهاب بالمفصل يؤثر على عدة مفاصل ومن المفروض حدوث عـــدة تغييرات للمفاصل فليس من الواضح أى مفصل نبدأ به. الألم أو نقـــص وظيفة المفصل غالباً تسبب تغير فى نمط المشية، التى بدورها تضـــع تعـــب على المفصل الثانى. لو المفصل الثانى تم استبداله قبل الأول غيـــر العـــامل، ربما يوجد فرصة فشل مبكر، نتيجة العكس فى البيئة الميكانيكية. تحليل المشية تستخدم لاكتشاف هذا النوع من التأثير وتشـــير إلى الترتيب الأمثل لاستبدال المفصل (روز (١٩٨٣م) (٢٥). حالات تقويم الأعضاء أخرى ربما تفيد من التقويم قبل العملية بتحليل المشية هى التهاب المفصل بدون مضاعفات فى الركبة. إعادة تركيب المفصـــل بوســـائل مثل تنظيف عالى للقصبة يعطى راحة للأعراض وربمـــا يؤخـــر لسنوات الحاجة لاستبدال المفصل. تحليل المشية الذى يركـــز على زاوية الركبة والعزم حول المحور الرأسى يعطى مؤشر جيـــد للنتائـــج المحتملـــة للعمليـــة (برودرمـــوز، أندرياشى، جالانتى (١٩٨٥م) (٢٤)، وانج، كو، أندرياشى، وجالانتى (١٩٩٠م) (٣٣).

التقييم والتوثيق : Assessment and Documentation

تحـــليل المشية غالباً يستخدم فى تقويم وتوثيق الحالة الحالية للمريض، حـــتى عـــندما تكـــون الـــبيانات لا تســـتخدم مباشرة كجزء من صنع القرار

الاكليـــنيكى، مـــثل هذا التقويم ربما يؤدى فقط مرة، أو يؤدى بتكرار لمراقبة التغيرات بعد فترة من الزمن.

التقويم لمرة واحدة ربما يفيد لتأكيد وظيفة. كمثال، ربما تستخدم للتمييز بين نشاط غير كافى وزيادة نشاط فى ثلاثة الرؤوس الكعبية فى طفل يمشى مع قـــدم موجه للأرض. قوة ونشاط هذه العضلات خلال المشى ربما تراقب من حالتها عندما تختبر يدوياً وتحليل المشية ربما يتم لعمل تشخيص دقيق. القياس لقـــدرة العضـــلة خصوصاً مفيد فى هذا النوع من الدراسة. تحليل المشية لمرة مفـــردة ربما أيضاً يستخدم لتأكيد أنه لا يوجد عيوب أخرى بالمشية التى ربما تفقد فى خلال فحص اكلينيكى أخر.

تحـــليل المشية المتكرر لنهاية فترة من الزمن ربما يكون ذو قيمة فى طريقـــتين- أمـــا توثيق المسار الطبيعى لمرض أو مراقبة تأثيرات العلاج. أياً كانت حالة المريض تتحسن أو تسوء، الدليل الغرضى على معدل التغير يساعد الطـــبيب فى اعطاء مؤشر تحسن، الذى ربما يساعد فى خطة العلاج أو يشير إلى مرحـــلة خاصة فى الحالة عندما يمكن الوصول لها. كمثال، تحليل المشية ربمـــا يعد تقدير للمدة قبل أن يصبح الطفل المصاب بضمور عضلات دوشين غير قادر على المشى أو ربما يعطى فكرة للناتج النهائى لفرد يستشفى من شلل نتيجة اصابة بالحبل الشوكى.

عـــندما تستخدم لمراقبة تأثيرات العلاج، تحليل المشية يعد وسيلة دقيقة غرضـــية لقياس الوظيفة، التى ربما تكون ذات قيمة فى الشلل الرعاش أو فى

تقرير إذا كان العلاج بمضادات الالتهاب غير الستيرودية للتحكم فى الروماتويد المفصل فى مريض. ربما أيضاً يستخدم قبل أو بعد إجراء جراحى لقياس مدى فائدة الجراحة.

المقاضاة هى منطقة أخرى يتم فيها تحليل المشية ربما تعمل اسهام هام (وينل (١٩٩١م) (٣٧). بإمداد بيانات غرضية، يمكن إزالة بعض الغموض فى أسـباب الإصابة، عندما تتأثر قدرة الفرد على المشى. ربما يكون ذو قيمة فى توضيح الإهمال من ممارس عام بتسجيل حالة المريض قبل العلاج والتأكد من أن أفضل المعلومات الممكنة تم أخذها فى الاعتبار عند التخطيط للعلاج.

البحث : Research

الـتأثير الأكـبر لتحليل المشية على الممارسة الإكلينيكية فى البحث. التطبيقات البحثية لتحليل المشية يقع فى صنفين – إكلينيكى وأساسى.

البحث الإكلينيكى : Clinical research

الـبحث الإكلينيكى مصمم للإجابة عن أسئلة عن عمليات المرض أو طـرق العـلاج الـتى يمكن توقعها لتقود مباشر إلى تحسن فى العلاج. يوجد بوضـوح تداخـل بيـن استخدام تحليل المشية فى الممارسة الإكلينيكية وفى اسـتخدامها فى البحث الطبى، بالرغم من أنه فى الحالة الأولى المريض الذى يبحث مشيته ربما يتوقع أن يستفيد مباشرة بينما فى الحالة الثانية فقط المرضى المسـتقبلين سـوف يستفيدوا. سمات تحليل المشية التى تكون ذات قيمة كأداة بحثية غرضية وقدرتها على قياس الأشياء التى يمكن أن يحس بها المريض أو

يراها الملاحظ. تحليل المشية ربما يكون ذو قيمة خاصة فى إمداد دليل لتأكيد أو رفــض فعالية دواء معين. أحيانا، تحليل المشية سوف يفشل فى إظهار إذا كـــان فائدة أو نقص من شكل علاجى معين، بسبب أن القدرة الاحصائية غير الكافيـــة والدقة فى التجربة. البديل، درجة التحدى العضلى الهيكلى ربما يكون غيـــر كـــافى لعمل تمييز. كمثال، بخصوص الاستخدام لحماية مفاصل خلال نشـــاطات رياضية، تحليل المشية ربما يكون غير قادر على توضيح أو رفض أى فائدة من هذه الأجهزة.

البحث الأساسى : Fundamental research

الـــبحث العلمى يختلف عن البحث فى أنه ينفذ بيانات واضحة للفوائد الـــتى تنـــتج. وطرق القياس الكينماتيكى والكيناتيكى ثلاثى الأبعاد تنتج طرق بحـــثية قويـــة فى مجالات عديدة للبحث. بالرغم من أن التعامل معروف عن عمـــلية المشـــى، إلا أن ذلـــك اســـتمر بالأخص عن طريق المهتمين بالتحكم الحركى، وهناك الكثير بخصوص توافق العضلات التى تعمل فى دورة المشى واســـتجابة الـــنظام. فى الـــنمذجة الحسابية البيوميكانيكية للعضلات، العظام، والمفاصـــل مـــازال يتطلب بيانات مدخل كينماتيكى وكيناتيكى والنماذج تسمح بالتوقعات التى يمكن تجميع بياناتها أكثر. بالإضافة لكون قيمة البحث والقياس ثلاثى الأبعاد يستخدم فى البحث على مدى من النشاطات شاملاً نشاطات جسم الإنسان وحركة العمود الفقرى.

الأجزاء المخلقة والوسائل المساعدة العظمية :

Prosthetics and Orthotics

فى تصـــميم واخـــتيار الأطراف الصناعية، قياس ثلاثى الأبعاد دقيق يعطى قيمة كبيرة فى ثلاث مناطق حيوية- تصميم الحـــق (وبنـــى وبيرجـــس (١٩٨٩م) (٢)، ميكانيـــزم القدم (واجنير، سينكو، وسوزان (١٩٨٧م) (٣٢)، وميكانيزم الركبة (روز (١٩٨١م) (٢٥).

الوســـائل المســـاعدة هى مدعمـــات خارجية لأجزاء من الجسم، وهى تمـــتعت بـــنجاح أقـــل من الأطراف الصناعية، والقياس ثلاث الأبعاد يستخدم لتحديـــد هـــذا القصـــور (ليهمان، برايس، دى لاتور (١٩٨٧م) (١٥)، بيرى (١٩٧٤م) (٢٢).

الأطراف العلوية : Upper limbs

يســـتخدم نظـــام قياس ثلاثى الأبعاد لدراسة الطرف العلوى والسفلى. حـــركة الطرف العلوى لها اهتمام خاص فى التأهيل، عندما تسوء الوظيفة فى الـــذراع تجعل من الممكن للفرد أن يؤدى بعض النشاطات الضرورية للعلاج والحيـــاة اليومية فى استعادة الوظائف المفقودة. الدراسات تتم على مضاعفات الحركة، مثل مفصل الكتف واللوح (اينجين (١٩٨٧م) (٦). بسبب أن حركات الأطـــراف العـــلوية غالـــباً مـــا تكـــون صـــغيرة ولدراستها يستخدم أجهزة الكتروميكانيكية بسيطة مثل التمثيل البيانى المجســـم (جرو وهاريس (١٩٧٩م) (١٠).

العمود الفقرى : Spine

فى التطــبيقات العضـــلية الهيكلية للقياس ثلاثى الأبعاد تصنف دراسة العمود الفقرى فى تحليل حركة المشى فى المرتبة الثانية فى الأهمية. منطقتى الــتركيز الكــبيرتين هما الشكل الخلفى (والذى يكون القاء الضوء عليه خارج موضـــوعنا)، وحـــركة العمـــود الفقـــرى (بارنيابور Parniapour، نوردين Nordin، كاهانوفيـــتــس Kahanovits (١٩٨٨م) ، ثورستون Thurston، هويتل Whittle، ستوكس Stokes (١٩٨١م).

ميكانيكيات المفصل : Joint Mechanics

قيـــاس ثلاثى الأبعاد يتم استخدامه لدراسة علم الحركة لمفاصل طبيعة تحت ظروف حمل مختلفة، كل فى إعداد منفصل وفى الحياة. مع ذلك، القياس لحـــركة المفصل باستخدام علامات الجلد غير دقيقة، ودراسات قليلة تم أداءها والتى فيها غرس ابر فى عظام مجاورة (جريجيرسون Gregerson، لوكاس Lucas (١٩٦٧م) (٩)، لافورتون Lafortune وكفاناه Cavanga (١٩٨٥م) (١٤). نوع أخر من القياس ثلاثى الأبعاد لوظيفة المفصل هو فحص طبى بأداة وفيـــه حـــركة الأطـــراف تراقب بينما الباحث يضع المفاصل فى مدى حركة (شتاينر Steiner، براون Brown وزارينس Zarins (١٩٩٠م) (٢٨).

المعـــلومات الـــبيوميكانيكية التفصيلية المعطاة فى أنظمة قياس ثلاثية الأبعـــاد والـــنمذجة الحســـابية المرتبطة لها تأثير كبير على تصميم المفاصل الصـــناعية (روز Rose (١٩٨٣م) (١٤). نظـــام القياس البيوميكانيكى ثلاثى

الأبعاد أيضاً يستخدم لدراسة البيوميكانيكا فى الحياة فى أشياء صناعية مختلفة وإجراءات جراحية (جيفرسون Jefferson، ويتل Whittle (١٩٨٩م) (١٢).

الملخص :

تحـــليل المشية، باستخدام نظم قياس كينماتيكى وكيناتيكى، الآن تضع طـــرق لهـــا أهمية كبرى فى العلاج الطبى لظروف خاصة، خصوصاً الشلل المـــخى. كل من تحليل المشية وأنواع أخرى من القياس ثلاثى الأبعاد ظهرت كـــأداة قيمـــة لكـــل من البحث الطبى والأساسى على تنوع من الاضطرابات العضلية الهيكلية.

المراجع :

1- Basmajian, J.V. : (1974), Muscles alive: Their function revealed by electromyography. Baltimore, Williams & Wilkins.

2- Boone, D.A. & Burgess, E.M. : (1989), Automated fabrication of mobility aids: clinical demonstrations of the UCL computer-aided socket design system. Journal of prosthetics and Orthotics, 1, 187-190.

3- Bresler, B. & Frankel, J.P. : (1950), The forces and moments in the leg during level walking. American Sociert of Mechanical Enigneers Transactions, 72, 27-36.

4- Cavagna, G.A. & Margaria, R. : (1966), Mechanics of walking, Journal of applied physiology, 21, 271-278.

5- Cunha, U.V. : (1988), Differential diagnosis of gait disorders in the elderly. Geriatrics, 43, 33-42.

6- Engin, A.E. & Peindl, R.D. : (1987), On the biomechanics of the human shoulder complex-1: Kinematics for determination of the shoulder complex sinus. Journal of biomechanics, 20, 103-117.

7- Gage, J.R., Fabian, D. Hicks, R., & Tashman, S. : (1984), Pre- and post-operative gait paralysis in patients with spastic diplegia: A preliminary report. Journal of Pediatric Orthopedis, 4, 715-725.

8- Goodfellow, J. & O'Connor, J. : (1978), The mechanics of the knee and prothesis design. Journal of Bone & joint surgery, 60B, 358-369.

9- Gregerson, G.G., & Lucas, D.B. : (1967), An in vivo study of the axial rotation of the human thoracolumbar spine. Journal of Bone & Joint Surgery, 49A, 247-262.

10- Grew, N.D., & Harris, J.D. : (1979), A method of studying human body shape and movement- The "vector stereograph". Engineering in Medicine, 8, 115-118.

11- Inman, V.T., Ralston, H.J. & Todd, F. : (1981), Human walking. Baltimore, Williams & Wilkins.

12- Jefferson, R.J. & Whittle, M.W. : (1989), Biomechanical assessment of unicompartmental knee arthroplasty, total condylar arthroplasty, and tibial osteotomy. Clinical biomechanics, 4, 232-242.

13- Klenerman, L., Dobbs, R.J. Weller, C., Leeman, A.L. & Nicholson, P.W. : (1988), Bringing gait analysis out of the laboratory and into the clinic. Age & Ageing, 17, 397-400.

14- Lafortune, M.A. & Cavanagh, P.R. : (1985), The measurement of normal knee joint motion during walking using intracortical pins. In M. Whittle & D. Harris (Eds.), Biomechanical measurement in orthopaedic practice (pp.234-243). Oxford, Clarendon Press.

15- Lehman, J.F., Condon, S.M., Price, R. &deLateur, B.J. : (1987), Gait abnormalities in hemiplegia: their correction by ankle-foot orthoses. Archives of Physical Medicine & Rehabilitation, 68, 763-771.

16- Murray, M.P. : (1967), Gait as a total pattern of movement. American Journal of Physical Medicine, 46, 290, 333.

17- Murrary, M.P., Kory, R.C. & Clarkson, B.H. : (1969), Walking patterns in healthy old men. Journal of Gerontology, 24, 169-178.

18- Murray, M.P., Mollinger, L.A., Sepic, S.B., Gardner, G.M. & Linder, M.T. : (1983), Gait patterns in above knee-amputee patients: hydraulic swing control Vs. constant-friction knee components. Archives of Physical Medicine & Rehabilitation, 64, 339-345.

New York University (1986). Lower limb Orthotics, New York: Prosthetics and Orthotics. NYU Postgraduate Medical School.

19- Parnianpour, M., Nordin, M. & Khanovits, N. : (1988), The triaxial coupling of torque generation of trunk muscles during isometric exertions and the effect of fatiguing isoinertial movements on the motor output and movement patterns. Spine, 13, 982-992.

20- Paul, J.P. : (1966), Forces transmitted by joints in the human body, Proceedings of the Institute of Mechanical Engineers, 181, 8-15.

21- Perry, J. : (1969), The mechanics of walking in hemiplegia. Clinical orthopaedics & Related research, 63, 23-31.

22- ———————— : (1974), Kinesiology of lower extremity bracing. Clinical orthopaedics & related research, 102, 18-31.

23- ———————— : (1992), Gait analysis: Normal and pathological fnction. Thorofare, NJ: Slack.

24- Prodromos, C.C., Andriacchi, T.P. & Galante, J.O. : (1985), A relationship between gait and clinical changes following high tibial osteotomy. Journal of Bone & Joint Surgery, 67A, 1188-1194.

25- Rose, G.K. : (1983), Clinical gait assessment: A personal view. Journal of Medical Engineering & Technology, 7, 273-279.

26- Saunders, J.B.D.M. Inman, V.T. & Eberhart, H.S. : (1953), The major determinants in normal and pathological gait. Journal of Bone & Joint Surgery, 35A, 543-558.

27- Shiavi, R. : (1985), Electromyographic patterns in adult locomotion: A comprehensive review. Journal of Rehabilitative research & Development, 22, 85-98.

28- Steiner, M.E., Brown, C. & Zarins, B. : (1990), Measurement of anteroposterior displacement of the knee: A comparison of the results with instrumented devices and clinical examination, Journal of Bone & Joint Surgery, 72A, 1307-1315.

29- Sutherland, D.H., Olshen, R.A., Biden, E.N. & Wyatt, M.P. : (1988), The development of mature walking, London: McKeith Press.

30- Thurston, A.J., Whittle, M.W., & Stokes, L.A.F. : (1991), Spinal and pelvic movement during walking- A new method of study. Engineering in Medicine. 10. 219-222.

31- Vaughan, C.L., Besser, M.P., Sussman, M.D. & Bowsher, K.A. : (1992), Biomechanics of human gait: An electronic bibliography. Champaain, IL: Human Kinetics.

32- Wagner, J., Seinko, S., & Susan, T. : (1987), Motion analysis of SACH vs, flex foot in moderately active below-knee amputees, Clinical Prosthetics & Orthotics, 11, 55-62.

33- Wang, J.W., Kuo, K.N., Andriacchi, T.P. & Galante, J.O. : (1990), The influence of walking mechanics and proximal of tibial osteotomy, Journal of Bone & Joint Surgery, 72A, 905-909.

34- Waters, R.L., Lunsford, B.R., Perry, J., & Byrd, R. : (1988), Energy-speed relationship of walking: standard tables, Journal of Orthopedic research, 6, 215-222.

35- Whittle, M.W. : (1982), Calibration and performance of a three-dimensional television system for kinematic analysis. Journal of Biomechanis, 15, 185-196.

36- ———————— : (1987), Gait analysis- its usefulness or otherwise British Journal of Rheumatology, 26, (Abs), 86.

37- ———————— : (1991), Gait analysis: an introduction. Oxrford: Butterworth-Heinemann.

38- Winter, D.A., Quanburry, A.O., & Reimer, G.D. : (1976), Analyssi of instanteous energy of normal gait, Journal of Biomechanics, 9, 253-257.

39- Winter, D.A. : (1985), Concerning the scientific basis for the diagnosis of pathological gait and for rehabilitation protocols. Physiotherapy Canada, 37, 245-252.

40- ———————— : (1987), The biomechanics and motor control of human gait, Waterloo, ON: University of Waterloo Press.

ثانياً : **تطبيقات فى مجال مقاييس جهد العمل** :

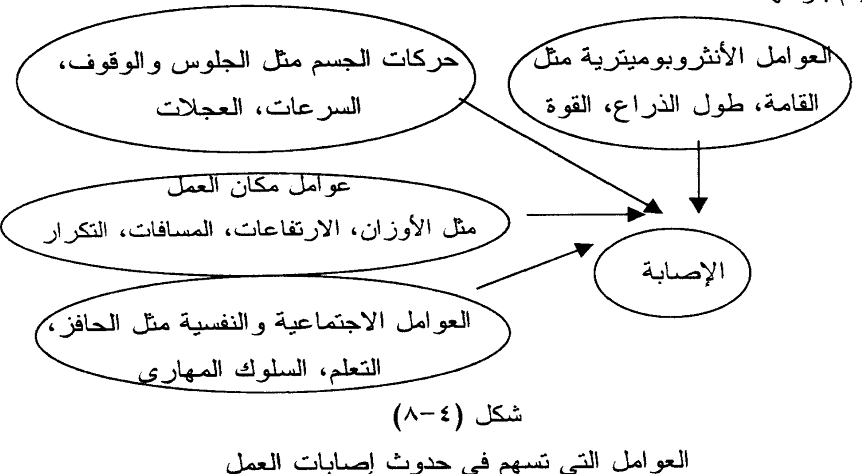
Applications in ergonomics

إن المــبادئ المذكــورة فى الفصول السابقة يمكن أيضاً تطبيقها على مجـــال مقـــاييس جهد العمل الصناعى. والمصطلح "أرجونوميكس" مشتق من الكــلمات اليونانية "إرجون" أى العمل و"توموس" أى مجموعة قوانين. وبتحديد أكـــثر، فـــإن كـــلمة "أرجونوميكس" تشير إلى دراسة العمل من خلال تطبيق المبادئ أو القوانين الميكانيكية. والغرض من فهم طريقة مقياس جهد العمل هو التعايش البينى الأفضل بين الناس وبيئتهم. ورغم أن ذلك يشتمل على جوانب أخرى مثل الضوضاء والإضاءة والتهوية إلا أن جهود قياس جهد العمل الحالية فى نطـــاق البيـــئات الصناعية تركز على متطلبات الأداء الميكانيكى الحيوى والإدراكى. وخلاصة القول أن الهدف من برنامج مقاييس جهد العمل الصناعى يمكـــن صـــياغته بدقة على أنه تقليل الإصابات العضليهيكلية المهنية من حيث حدوثها وتكلفتها.

ومـــع الارتفاع المتزايد فى تكلفة الرعاية الصحية الملاحظة فى العشر سنوات الأخيرة فقد بدأت معظم الصناعات فى التركيز على الوسائل التى يمكن عن طريقها احتواء هذه التكلفة، فاستخدمت عدة صناعات برامج لإدارة وتدبر العجـــز لسرعة إعادة المستخدمين إلى قدرة منتجة بعد الإصابة. وعموماً، فإن الطـــريقة الفعالة أكثر فى التكلفة تكون من خلال الطب الوقائى، والغرض من مقـــاييس جهـــد العمل هو تصميم مكان وأساليب للعمل لا ينتج عنها إصابات. ويـــتم تطبيق ذلك مثالياً أثناء التصميم الأولى لمكان العمل. وفى بيئات العمل

الحالية فإن من حدوث إصابات العمل يجب أن يتحقق بصفة أساسية عن طريق التغييرات فى تصميم العمل وطرق العمل.

وهناك عدة عوامل فى الكتابات التى تتناول العلوم الوبائية يبدو أنها تسهم بقوة فى حدوث الإصابات العضليهيكلية فى بيئة العمل. هذه العوامل الموضحة فى الشكل ٤-٨ تتضمن حركات الجسم، وعوامل مكان العمل، والعوامل الأنثروبوميترية، والعوامل النفسية الاجتماعية. وعلى سبيل المثال، فإن عوامل مكان العمل تتضمن العديد من المتغيرات التى يتم قياسها عن طريق تقديرات تقليدية لمقاييس جهد العمل مثل الأوزان التى يتم رفعها، وعدد مرات الرفع، والارتفاع الذى يتم منه الرفع ومعدل التكرار، والمسافات التى يتم بلوغها.



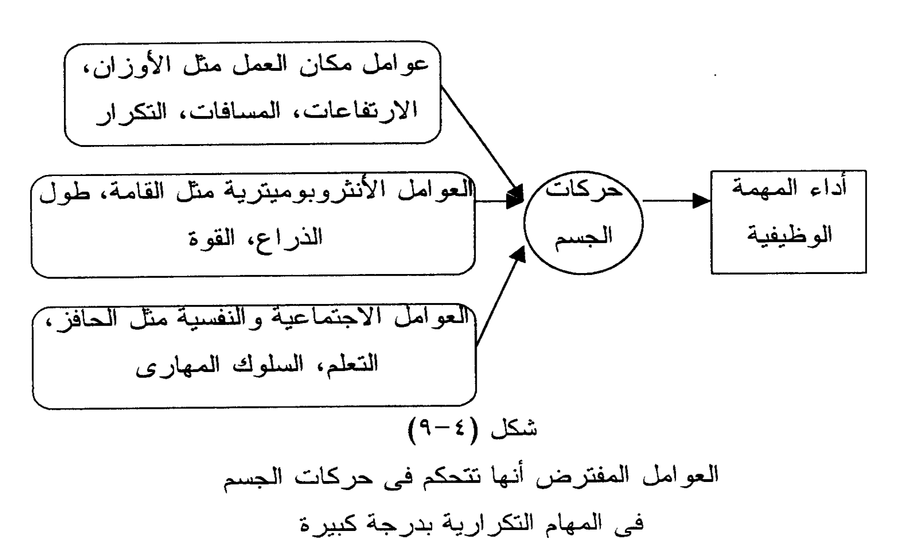
شكل (٤-٨)

العوامل التى تسهم فى حدوث إصابات العمل

إن الضـــغوط على حركات الإنسان فى كثير من بيئات العمل تحددها أمـــاكن العمل. هذا يعنى أن مهمة معينة بطبيعة تصميمها تؤدى إلى قيام الفرد بأداء سلسلة متوافقة من الحركات. وتحت هذه الظروف حيث تؤدى التغييرات فى بيـــئة العمل إلى تغير فى الحركات اللازمة لإتمام المهمة فإن النموذج فى الشـــكل (٤-٩) قـــد يكـــون الأكثر استخداماً. وفى هذا الوضع تعتبر دراسة الحركات شئ محورى لتقويم الجهد العضلى. ويجب تحليل الوظائف التى تكون المهـــام فيهـــا غير متكررة والحركات متنوعة إلى حد بعيد من حيث العوامل الأخـــرى فى الشـــكل (٤-٨) والتى قد تكون مسئولة عن إحصاءات الإصابة. ويـــتركز موضـــوع هـــذا الفصل على تحليل أماكن العمل حيث تعد الحركات وتغيرات حركة الجلوس والوقوف عنصراً لا يتجزأ فى أداء المهمة الوظيفية.

فعندما تقوم متطلبات الجلوس والوقوف لمكان العمل بتحريك الجسم من وضـــع جـــلوس منتصـــب ومســـترخ تتزايد الأحمال الداخلية على العضلات والمفاصـــل. وينـــتج ذلك عن الزيادة فى مسافة عزم الذراع الأفقية فى مركز الجاذبيـــة لأحد الأطراف أو الجذع إلى محور دوران المفصل المتطابق. لذلك فـــإن الانحرافات فى أوضاع الجلوس الثابتة دون استخدام حمل داخلى تتطلب زيـــادة فى القوة العضلية اللازمة لحفظ توازن الجلسة. وعند النظر إلى الجسم باعتـــباره مجموعة من الروافع والوصلات الميكانيكية فإنه يصبح من الواضح أن الجهاز العضليهيكلى عموماً يعمل بعائق ميكانيكى (١). وبتعبير أخر، فإن العضلات تعمل على أذرع روافع صغيرة جداً متصلة بنقطة استخدام الأحمال الداخلية أو مركز كتلة أجزاء الجسم المتناظرة. ونتيجة لذلك، تكون العضلات

هى المصـــدر الأول للتحميل الميكانيكى على مفاصل الجسم. وتحت الظروف التى تتطلب حركة الجسم يكون هذا الوضع مؤكداً، وتتولد قوى عضلية إضافية يجـــب أن تكـــون كـــبيرة بما يكفى للتغلب على القصور الذاتى لأجزاء الجسم والاسراع بتحويل أعضاء الجسم إلى حركة.



شكل (٤-٩)

العوامل المفترض أنها تتحكم فى حركات الجسم
فى المهام التكرارية بدرجة كبيرة

ويـــتم اســـتخدام عضـــلات إضافية للإمداد بقوة لأغراض التحكم فى الحـــركات وانهائهـــا. وعندما تكون الحركات تكرارية بدرجة كبيرة فإن هذا التحميل الميكانيكى المتكرر يتعلق ببداية اضطرابات رضوض تراكمية(١).

وتمثل الرضوض التراكمية الاستهلاك والتمزق للتركيب للجهاز الهيكلى العضلى. وعلى العكس من ذلك، فإن الإصابة بهجوم مفاجئ يشار إليه عادة على أنها إصابة رضية حادة ويتم مناقشتها عادة بلغة الإصابات والوقاية. وفى الرضوض التراكمية يصبح تركيب الجسم مؤلم بشكل متزايد على مدار الوقت إما من خلال الحركة التكرارية أو استخدام القوة التكرارية. وفى مآل الأمر فإن هذه العملية تؤدى إلى العجز، ومن ثم إلى قلق الإجهاد العضلى.

وتسمح الأساليب التكنيكية الحالية بقياس حركة الإنسان بأخذ عينات كثيرة من خواص الحركة المفصلية التى تعتبر هامة فى تحليلات الجهد العضلى واختبار هذه العنيات. والشئ المعقد فى هذه التحليلات يعتمد على المفصل أو المفاصل ذات الاهتمام. فعلى سبيل المثال هناك محور رئيسى فى مفاصل الركبة والكوع عموماً يحدث حوله الدوران. ومع ذلك فإن الحركة فى مفاصل أخرى أكثر تعقيداً كالرسغ أو الكتف أو الظهر تحدث حول محورين أو أكثر. لذلك فعند القيام بالقياس ثلاثى الأبعاد للجهد العضلى والتى تتضمن حركات مفصلية فإن نقطة التعقيد سوف تعتمد فى جزء منها على المفاصل التى يتم رصد حركتها.

وعند أداء تحليلات الجهد العضلى هناك خواص حركية عديدة يجب وضعها فى الاعتبار. هذه الخواص لا تشمل فقط وضع المفصل وإنما تشمل أيضاً (أ) معدل الدوران، (ب) السرعة التى يدور بها المفصل، (جـ) نسبة التغيير فى سرعة المفصل. ويسعى هذا الفصل إلى نقل مميزات وعيوب الأساليب الفنية المتاحة لقياس حركة مفاصل الجسم فى مكان العمل.

ورغـــم أن تقويـــم حركة الجسم المطلوب لمهمة معينة يجب أن يعزز عمـــلية التقييم الوظيفى فإن الحركات تعد جانباً واحداً من جوانب تقويم الجهد العضــــلى. ولذلـــك يقــوم هـــذا الفصل أيضاً بوصف تكامل الحركة مع ذكر المعطيات التى تصف الجوانب الأخرى لقياسات الجهد العضلى. ويناقش فصل أخـــر كيفيـــة اســـتخدام هـــذه المعطيات فى حدوث الأعراض الطارئة للجهد العضلى. وأخيراً، يتم شرح حدود معطيات الحركة المجردة (الكينماتيكية) فى تفسير تحليل الجهد العضلى.

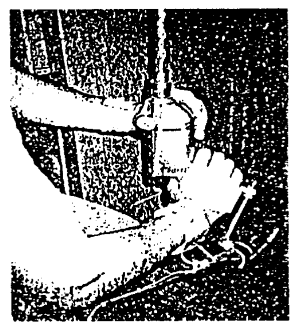
١- الأساليب الفنية للقياس : Measuring techniques

رغـــم ظهـــور أنـــواع عديدة من الأنظمة لقياس مقدار الحركة ثلاثية الأبعاد، إلا أن هناك نوعين من أجهزة القياس شائعة الاستخدام فى مكان العمل وهى: مقياس الزوايا الميكانيكى الكهربائى (الجونيوميتر) وأنظمة تحليل الحركة باســـتخدام أجهـــزة الفيديو، ويناقش هذا الجزء كل من هذه الأنظمة من حيث مـــبادئها الأساسية وأجهزة الكمبيوتر المساندة واللازمة لجمع البيانات وبعض الاعتبارات عند تركيب الأجهزة فى موقع العمل.

مقياس الزوايا الميكانيكى الكهربائى (الجونيوميتر) :
Electromechanical goniometers

إن أجهـــزة رصـــد الحـــركة التى تستخدم الأجهزة الكهربائية لرصد الـــتغييرات فى الحـــركة يطـــلق عليها بصفة عامة مقاييس الزوايا الميكانيكية الكهربائية (الجونيوميتر). وتوجد أنواع مختلفة كثيرة من أجهزة قياس الزوايا الكهربائية، ولكن أبسط هذه الأجهزة تستخدم مقاييس فرق الجهد الكهربائية (أو

أجهـــزة الاستشـــعار أو الإحساس) بواقع جهاز لكل محور دوران وذلك قياس زاويـــة دوران المفصل فيما يتعلق بوضع مقارن. وتحدث التغييرات فى زاوية المفصل تغييرات فى مقاومة مقياس فرق الجهد، والذى يحدث بدوره تغييرات فى الجهديـــة الكهربية الناتجة. وعن طريق معايرة الجهد الكهربى الناتج مقابل زوايـــا الدوران المعروفة فإن الإشارة من مقياس فرق الجهد يمكن استخدامها لقيـــاس الأوضـــاع المفصلية فى المستويات المعينة. ولأن الجوانب التركيبية لمفاصل الجسم يختلف كل منها عن الأخر فسوف يختلف تصميم مقياس الزوايا حسب المفصل المطلوب دراسته. وتتطلب كافة التصميمات أن توضع مقاييس الزوايا بدقة فوق محور دوران المفصل. وتثبت أجهزة الرصد عادة فى المكان باســتخدام أحزمة وأشرطة مصممة خصيصاً. ويوضح الشكل (٤-١٠) نظام قياس أوضاع وحركة الرسغ باستخدام مقياس الزوايا.



شكل (٤-١٠)

نظلم قياس أوضاع وحركة الرسغ باستخدام مقياس الزوايا

(Electrogoniometer)

٢ـ متطلبات مكونات أجهزة الكمبيوتر لجمع بيانات مقياس الزوايا :

Hardware requirement for goniometer date collection

فى موقــع جمع البيانات تعمل الأجهزة عادة ببطاريات صغيرة خفيفة الــوزن. هذه البطاريات توفر الجهد الكهربائى عبر مقاييس فرق الجهد. ويتم تغذية الإشارات من كل مقياس لفرق الجهد عن طريق كابل إلى محول رقمى (جهاز كمبيوتر قياسى) ثم إلى جهاز كمبيوتر شخصى. ويجب أن يكون جهاز الكمبيوتر والمحول الرقمى القياسى قادرين على أخذ عينات بيانية تتراوح بين ٦٠ و ٣٠٠ عينة فى الثانية. وتعتمد النسبة المختارة على السرعة القصوى التى يمكن أن يدور بها المفصل الذى يتم رصده. فعلى سبيل المثال، يجب أخذ عينة الرســغ بمعدل ٣٠٠ هرتز فى حين يمكن وصف حركة الجذع بشكل مناسب باستخدام نسب أخذ عينات بمعدل ١٠٠ هرتز أو حتى أقل.

وحســب مــا هو متبع يتم نقل البيانات من جهاز القياس إلى كمبيوتر جمــع الــبيانات عــن طريق كابل على أن يكون هذا الكابل طويلاً بما يكفى للسماح للمختبر بحرية الحركة.

وفيمــا عــدا ذلك، يمكن استخدام نظام القياس اللاسلكى عن بعد لنقل البيانات ويتم تحليل البيانات التى تم جمعها بواسطة برامج كمبيوتر مناسبة فى موقــع معالجة البيانات. ويستخدم بعض الباحثين أجهزة تسجيل محمولة والتى يمكــن أن تــفى بموضوعات البحث على مدار فترة الاختبار. ورغم أن هذه الطــريقة مــريحة وغيــر مكلفة إلا أنها لا تسمح بالتدقيقات اللحظية لنوعية البيانات أثناء الاختبار أو بالتقويم المباشر لمكونات المهمة.

٣- متطلبات التركيب لأجهزة قياس الزوايا الكهربائية :

Setup requirements for electrogoniometer

الاختبار فى موقع العمل : Testing the work site

تحـــتاج معظـــم أجهزة قياس الزوايا الكهربائية **إلى** اختبار معايرة قبل الاســـتخدام وذلـــك للتأكد من أن العلاقة بين الجهد الكهربى (الفولطية) وزاوية دوران المفصل ضمن حدود المعايرة التى وضعها المصنع عند التركيب. ويتم عـــادة تزويد جهاز المعايرة بمقياس الزوايا لأداء هذه **المهمة**. ويتطلب وضع الجهـــاز عـــلى الشخص المطلوب دراسته وجود شخص مدرب يستطيع تحديد مكـــان المفصل من معالم تشريحية. وإذا تم استخدام القياس اللاسلكى عن بعد لـــنقل الـــبيانات عـــندئذ يجب وضع هوائيات (قرون استشعار) لاسلكية بشكل صحيح حول العامل وذلك لخفض التشويش الكهربائى وزيادة قوة الإشارة.

٤- قواعد أنظمة تحليل الحركة بالفيديو :

Video-based motion analysis systems

يتطـــلب التحـــليل ثـــلاثى الأبعاد للحركة القائم **على** أساليب التصوير المـــرئى (الفيديـــو) اســـتخدام عدد ٢ كاميرا على الأقل لالتقاط مشاهد مختلفة لحـــركة الجسم. وتتطلب معظم الأنظمة وضع مسجلات علامات باعثة للضوء أو عاكســـة للضوء على المعالم المحددة مثل مركز دوران المفصل. والأنظمة الأخـــرى لا تســـتخدم مســـجلات للعلامات ولكنها تتطلب **من المستخدم** تحديد مفاصل الجسم يدوياً أثناء تحليل البيانات.

ولقـــد تـــم ابتكار نظم العد الحسابية التى تسمح بالتحليل ثلاثى الأبعاد بتعيين أماكن اختيارية للكاميرا. وقد يتم استخدام كاميرات إضافية عندما يكون مـــن المـــتوقع أن يتحرك الجسم خارج معاينة الكاميرات الرئيسية. ويجب أن تكـــون الكاميرات متزامنة بحيث يمكن تنسيق الصور مع بعضها البعض عند إعادة التشغيل بعد عملية التسجيل.

ويـــتم تحـــليل البيانات الداخلة للفيديو من كل كاميرا على حدة ثم يتم إخـــراج صورة مركبة عن طريق ضم المدخلات المتزامنة للفيديو. وبعد ذلك يـــتم إخراج وضع زاوى للمفصل من الصورة المركبة فيما يختص بمفصل أو موضـــع محدد داخل الجسم. ويمكن رصد حركات مفصلية عديدة فى آن واحد بشرط أن تكون جميع المفاصل محل البحث فى نطاق معاينة الكاميرات.

٤- متطلبات مركبات أجهزة الكمبيوتر فى موقع العمل :

Hardware requirements at the work site

فى موقع العمل، يتم استخدام عدد ٢ كاميرا أو أكثر مع أجهزة تسجيل فيديـــو لجمع المعلومات المرئية، ويتطلب الأمر استخدام مزامن لضمان تزامن الكاميـــرات. والطـــريقة البسيطة تكون باستخدام إشارة سمعية أو ضوئية لبدء جمـــع الـــبيانات. ويجب أن تكون الكاميرات مزودة بزووم حتى يمكن ضبط مجـــال الـــرؤية لزيادة حجم مسجل العلامات (بينما يتم الاستمرار فى معاينة الشخص موضوع الدراسة). وأخيراً، فإن استخدام حوامل ثابتة للكاميرات يعد شيئاً ضرورياً لتوفير صور ثابتة خالية من حركة الكاميراً.

ويعتـــبر اســـتخدام مســـجلات العلامات الباعثة للضوء (النشطة) أو العاكسة للضوء (غير النشطة) بميزة جعل الشخص موضوع الدراسة متحرراً مـــن الأســـلاك المعوقـــة. ومع ذلك فإن التفاوت بين مسجلات العلامات وبين الإضـــاءة الخـــلفية يجب الحفاظ عليه وغالباً ما يحدد الضوء المحيط ما نوع مسجل العلامات الممكن استخدامه ويصبح من الضرورى ضبط حدة إضاءات مســـجل العلامـــات للحفاظ على التفاوت المناسب. أما التفاوت الضعيف فإنه يحدث إشارات كاذبة أو تشويش عند معالجة البيانات المرئية.

٥- متطلبات التركيب للأنظمة القائمة على الفيديو (الصور المرئية) فى موقع العمل :

Setup requirements for video-based systems at the work site

يجـــب أن يكون موقع العمل المطلوب تقديره قد تم تقييمه بشكل شامل فيمـــا يتعلق بعوائق معاينة كل كاميرا. وعموماً فإنه يجب إبعاد أى أشياء غير ضرورية تحيط بالمختبر. ويجب وضع مسجلات العلامات على الشخص محل الدراســـة فـــوق كـــل مركز دوران مفصلى. وبقدر الإمكان فإنه يجب ضبط ظـــروف الإضاءة إلى مستويات تساعد على تقوية التفاوت مسجلات العلامات والخـــلفية. (ومســـجلات العلامات السالبة يمكن تركيز الضوء عليها باستخدام الإضاءة الموجهة). كما يجب أخذ قياسات موقع العمل للسماح بتدريج الصورة المرئية.

٦- اختصار بيانات حركة المفصل : Joint motion data reduction

عند استخدام مقاييس الزوايا الميكانيكية الكهربائية يكون وضع المفصل متاحاً بسهولة فى شكل جهد كهربى (فولطيات). وفى أول الأمر يتم استخدام بيانات المعايرة للحصول على الإزاحة الزاوية للمفصل. بعد ذلك يتم حساب السرعات والعجلات اللحظية إما باستخدام التفاضل العددى أو وسائل الانتقال الأخرى.

وفى أنظمة تحليل الحركة القائمة على الصورة المرئية يمكن الحصول على بيانات وضع المفصل فقط بعد معالجة كل شريط فيديو وتوحيد المشاكل متعددة الكاميرات. وقد يتطلب ذلك قدر كبير من الوقت حسب المهمة التى يتم أداءها. كما يختلف القدر الزمنى للمعالجة ويتوقف ذلك على ما إذا كانت المفاصل قد تم الإشارة إليها بمسجلات العلامات أو تم تحديد موضعها يدوياً أثناء تحليل الصور المرئية. (التحديد اليدوى لمراكز لأماكن المفاصل يستهلك عادة وقتاً أطول من طرق مسجلات العلامات النشطة أو السالبة). ويتم توحيد البيانات للحصول على الصورة المركبة وعلى أوضاع المفاصل فى نظام التنسيق ثلاثى الأبعاد. وحالما يتم الحصول على بيانات وضع المفصل يكون حساب السرعة والتعجيل سريعاً نسبياً.

٧- مميزات وعيوب الجينوميتر وأسس أنظمة الفيديو :

Advantages and disadvantages of goniometer and video-base systems

لكـــل من هاتين الطريقتين البديلتين قيودها المعينة والتى يجب وضعها فى الاعتبار عند اختيار وسيلة لتقييم الجهد العضلى. ويمكن التغلب على بعض هـــذه القيود عن طريق اختيار أو التحكم فى المتغيرات فى بيئة جمع البيانات، أما القيود الأخرى فالتحكم فيها أكثر صعوبة.

٨- الأنظمة القائمة على مقياس الزوايا :

Goniometer-based systems

تعتـــبر أنظمة مقياس الزوايا مفيدة فى دراسة حركات المفصل الواحد وتعـــد عمومـــاً أكـــثر دقة من الأنظمة القائمة على استخدام الصور المرئية. وباستخدام نظام القياس عن بعد أو كابل طويل لنقل البيانات يكون من الممكن تســـجيل الحـــركات حتى عندما يتحتم على المختبر أداء مهام فى مواقع عمل مختلفة. ولأن الأجهزة تبقى مع الشخص فإن يكون من السهل رصد الحركات فى أمـــاكن يصـــعب فيهـــا وضـــع الكاميرا. علاوة على ذلك، فإنه ليس من الضـــرورى إعادة ترتيب مكان العمل لاستيعاب نظام مقياس الزوايا، ويعتبر زمـــن الـــتركيب بالنسبة لمقاييس الزوايا أقل من نظم تحليل الحركة باستخدام الفيديـــو. ويمكن الحصول على خواص حركة المفصل مثل الوضع والسرعة والعجـــلة بســـهولة فى موقع العمل نفسه. ويعد ذلك بمثابة استفادة هائلة عندما يقوم الشخص بتوفير تقييمات لقياس الزوايا فى موقع العمل.

وتتطـــلب مقـــاييس الـــزوايا وضع دقيق بحيث تتبع محاورها محور المفصل بشكل متطابق. ومن ثم يتم عادة ربطها بأحزمة أو تثبيتها بأشرطة من فـــوق المفصـــل، الشـــئ الذى قد يفرض قيوداً على حركة المفصل. وهذا يعد مصدر محتمل لعدم الحياد فى بيانات الحركة التى يتم جمعها بواسطة مقاييس الـــزوايا. إن التثبيت القوى مطلوب لتجنب الحركات التى يصطنعها الشخص. كمـــا يجـــب أن نولى اهتماماً لمنع أى قلاقل بدنية غير ضرورية قد تنشأ عن ارتداء الشخص للجهاز.

وهـــناك مفاصـــل معيـــنة يفضـــل قياسها بمقاييس الزوايا عن قياسها بالوســـائل التى تستخدم الصور المرئية. فعلى سبيل المثال، عند رصد حركات الرســـغ مـــن المحتمل أن تعوق حركة اليد مسجلات العلامات المستخدمة فى نظام الصور المرئية. وعموماً فإن كل مفصل فى الجسم يتطلب مقاييس زوايا مصممة خصيصاً. ويتطلب ذلك فى الغالب تصميمات معقدة لرصد الدورانات حول المحاور اللازمة. فعلى سبيل المثال، يمثل استكشاف كافة محاور الدوران فى الكتف مشكلة صعبة لتصميم أنظمة مقاييس الزوايا.

ثالثاً : أنظمة تحليل الحركة المبنية على تصوير الفيديو :

Video-based motion analysis systems

نظـــم الجينوميتر غير المتشابهة التى تلاحظ مفصل واحد فقط عند أى زمـــن، وأنظمــــة تحــــليل الحركة المبنية على تصوير الفيديو يمكنها ملاحظة مفاصــــل مختـــلفة فى وقت واحد. وهذه ميزة خاصة عند دراسة حركة الجسم كلـــه. وتعتـــبر ميزة إضافية للأنظمة المبنية على التصوير بالفيديو، خصوصاً الــــتى تســـتخدم العلامـــات الســـلبية، وهى التى ينتج عنها الاستنتاج فى مهام الحركة.

ويتطـــلب نظام التصوير بالفيديو وضع علامات صغيرة فقط بينما فى طـــرق اســـتخدام الجنيومتر الأقراص الصلبة لتجميع البيانات يجب أن توصل بالشــــخص، وبالـــتالى يزيد ذلك مقاومة الحركة أو الثقل الذى يؤثر فى تعميم الجنيوميتر.

وأنظمـــة تحليل الفيديو لها ميزة إضافية فى قدرتها على وضع صور الحركة فى صور فيديو. وفعل هذه التمثيلات مفيدة فى اظهار مشاكل حركية فى قـــوة العمـــل. ويشتمل تصوير الفيديو على أشياء أخرى غير مكان العمل وهى غيـــر ممكـــنة مـــع الجنيوميتر، بدون الكاميرا التى تستخدم فى تواصل الجنيوميتر.

ويوجد عدة عيوب فى استخدام التصوير بالفيديو. الأول منها هو تطلبه لعـــدة كاميرات ومكان متسع كافى لمتابعة الحركة وأيضاً بيئات العمل المتحكم فيها مع مناطق مفتوحة أكثر مناسبة للتصوير عن الأماكن المجهزة. والحركات قد تعوق بعض العلامات على الأقل من كاميرا واحدة. وهناك صعوبات أكبر قد تنشأ لو أن المؤدى يؤدى مهام فى محطات متنوعة. ففى مثل هذه الظروف نجـــد أنـــه عـــند إعـــادة توجيه الكاميرات يكون ذلك مضيعة للوقت وصعب. وللتحدث بواقعية، إن تحليل الحركة بالفيديو أفضل فى الظروف العملية، وذلك طالما البيئة المحيطة بالفرد تحت تحكم الباحث.

وتســـمح العلامات السلبية أو العاكسة للضوء للفرد بحركة حرة ولكنها تضــــع صعوبة فى تصوير الفيديو. وأن ظروف الإضاءة فى أماكن التصوير نـــادراً مـــا تكون تحت تحكم الباحث. وعامة يوجد تنسيق ردئ بين العلامات والخـــلفية المحيطـــة. برامج تحليل الفيديو غير قادرة على تمييز العلامات من الخـــلفية بدون مستويات تنسيق مناسبة. والسطوح العاكسة فى بيئة العمل ربما تولـــد إشـــارات مشوشة والتى تتعارض مع التى تأتى من العلامات وحتى مع إضاءة مناسبة.

وأغلب أنظمة تحليل الفيديو تحلل البيانات التى سرعتها ١٢٠ هيرتز، مع أن كثير من دوران المفاصل بسرعات أكبر من ١٢٠ درجة/ثانية، ويكون الحـــل من النظام أقل نسبياً من الجنيوميتر، والذى فيه تكرار العينة يتحكم فيه جهاز A/D ويمكن تنويعه إلى تردد عدة كيلوهرتز.

وعيـــب أخر فى التحليل بالفيديو هو زمن معالجة البيانات الذى ربما يكـــون عـــدة ســـاعات خلال الحصول على بيانات دورانات المفاصل ثلاثية الأبعـــاد. فى حيـــن يتطـــلب الجنيوميتر عامة وقت أقل (دقائق قليلة) لمعالجة البيانات.

وفى الـــنهاية، نجـــد أن العامـــلين غالباً يشتت انتباههم ويختل لوجود كاميـــرات الفيديـــو. واستخدام كاميرات الفيديو ربما يولد قابلية أقل مع التقويم الحـــركى. وأكثر من ذلك ربما البيانات المجمعة تكون أقل تمثيلاً للطريقة التى يؤدى بها المهام فى الطبيعة.

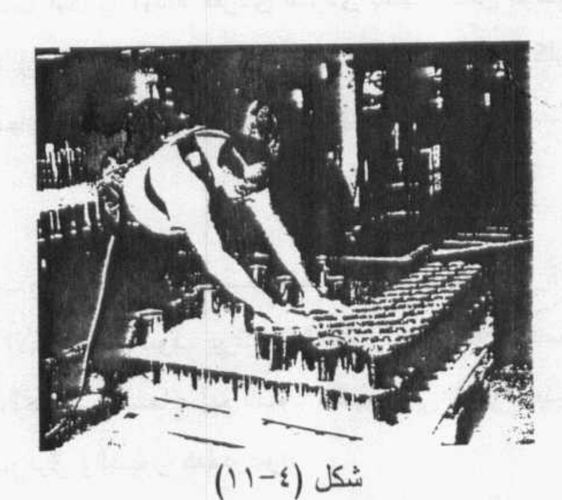
١- اهـتمامات حـول الحصـول عـلى تقويمـات حركية دقيقة من خلال أجهزة متابعة الحركة :

Concerns about obtaining accurate erognomic assessment with motion detection device

يعتـــبر تحديد مكونات دورة العمل موضوع حيوى فى تقويم الحركة، حـــتى فى بيانات الحركة المتكررة. يجب أولاً على المحلل الحركى أن يعرف ويحـــدد الواجبات الطبيعية. وغالباً نجد أن الملاحظة النظرية للواجب الحركى تشير إلى أى المهام تؤثر على الجزء من الجسم محور الاهتمام. ومن ثم فمن الضرورى أن نطور عينة ممثلة للنشاطات المرتبطة بمهمة خاصة.

فمثلاً: عند رفع الفرد لشئ، نجد أن القياسات يجب أن تجمع من المدى الكـــامل ومسافات الوصول للعمل. كما فى شكل (٤-١١). مع بيانات الحركة

هــذه الأبعاد لموقع العمل – خصوصاً مدى رفع الحمل، وتقدير حركة الذراع بالمفاصــل محــور الاهتمام، وارتفاع العمل، تكرار كل مهمة– يجب تسجيل ملاحظات عنها.



شكل (٤-١١)

استخدام التحكم فى تحسين الحركة القطنية لكفاية حركات الظهر خلال تكرارات مهمة الرفع فى جامعة ولاية أوهايو

ويــرفع هــذا سلســلة عدد المحاولات المطلوبة لوصف نشاط العمل. وعامــة كــلما زاد التــنوع فى الحركة كلما زادت عدد المحاولات المطلوبة. وللتبســيط، المهــام المتكررة على الأقل من ٥ مرات إلى ١٠ مرات يجب أن تجمــع. مــع ذلك لو التنوع فى المهمة (مثل رفع الأثقال لمستويات مختلفة). عندئذ يجب الحصول على تعدد العينات من كل مستوى، من خلال على الأقل من ٥-١٠ ملاحظات فى المستوى. يمكن حساب المتوسط الحسابى والانحراف المعيــارى لكــل من المتغيرات التى درست. الانحرافات المعيارية كافية فى

الملاحظـــات ومتوســـط العديد من الملاحظات خلال المستوى يقلل الخطأ فى المتوسط لكل مستوى. لذا أجعل المجموعات الأساسية أكثر ظهوراً.

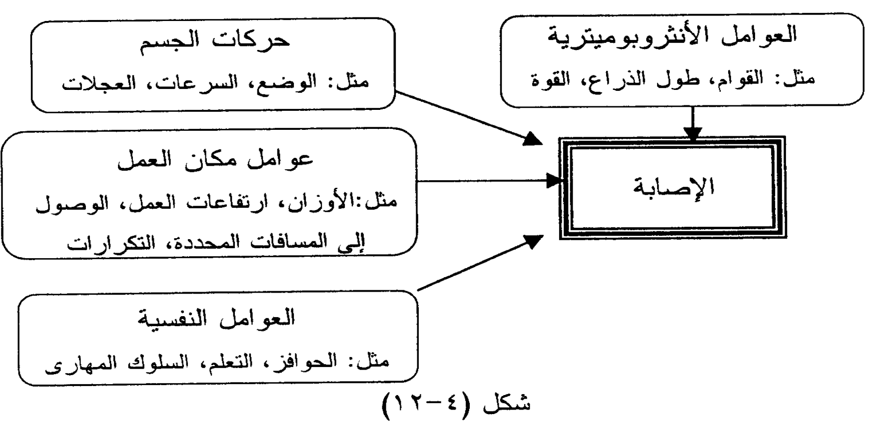
كـــلما أمكـــن الأداء الفردى للمؤدى بالعينة لنفس الوظيفة يحدد أهمية الـــتغيرات بين التوظيف (الاستخدام). هذه التغيرات فى الحركات ، كالتغيرات حـــول الأبعاد الأنثروبومترية يجب وضعها فى الاعتبار عندما نحسن الحلول الحركية.

تعـــتمد فـــترة دوام عمـــلية تجميع البيانات على دورة الزمن الخاصة بالمهـــام. الأشـــخاص سوف يرتدون الجهاز المتحكم لفترة قصيرة قبل تجميع الـــبيانات الحقيقيـــة للسماح لهم للتعود للظهور فى جهاز الفيديو أو الإحساس بنظام الجنيوميتر والظهور كمفحوص.

٢ـ ترجمة وتكامل البيانات من مصادر متعددة :

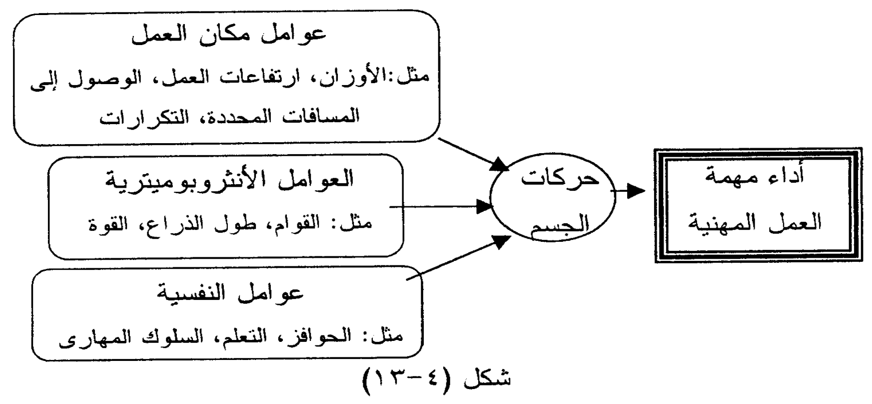
Interpretation and Integration of data from multiple sources

حيث أن تجميع البيانات خلال تقويم الحركة تحصل عليها من مصادر مختـــلفة، والمحـــلل يواجـــه بمهمة تكامل البيانات لتحديد المهام المسئولة عن أخطـــاء الحـــركة. وهذه تجمع فى عوامل يعرضها شكل (٤-١٢)، ويجب أن تـــراجع لتجنب مساهمتها فى مشكلة البحث. وتعتمد مساهمة حركات المفصل عـــلى نوع العمل المؤدى. فمثلاً لو المهمة ثابتة، نجد أن بيانات الوضع تكون مهمـــة فقط ومع ذلك فى المهام الديناميكية نجد أن مكونات الحركة ذات الرتبة الأعلى تكون مهمة مثل السرعة والعجلة، شكل (٤-١٣).



شكل (٤-١٢)

العوامل التى تساهم فى تطور الإصابات المهنية



شكل (٤-١٣)

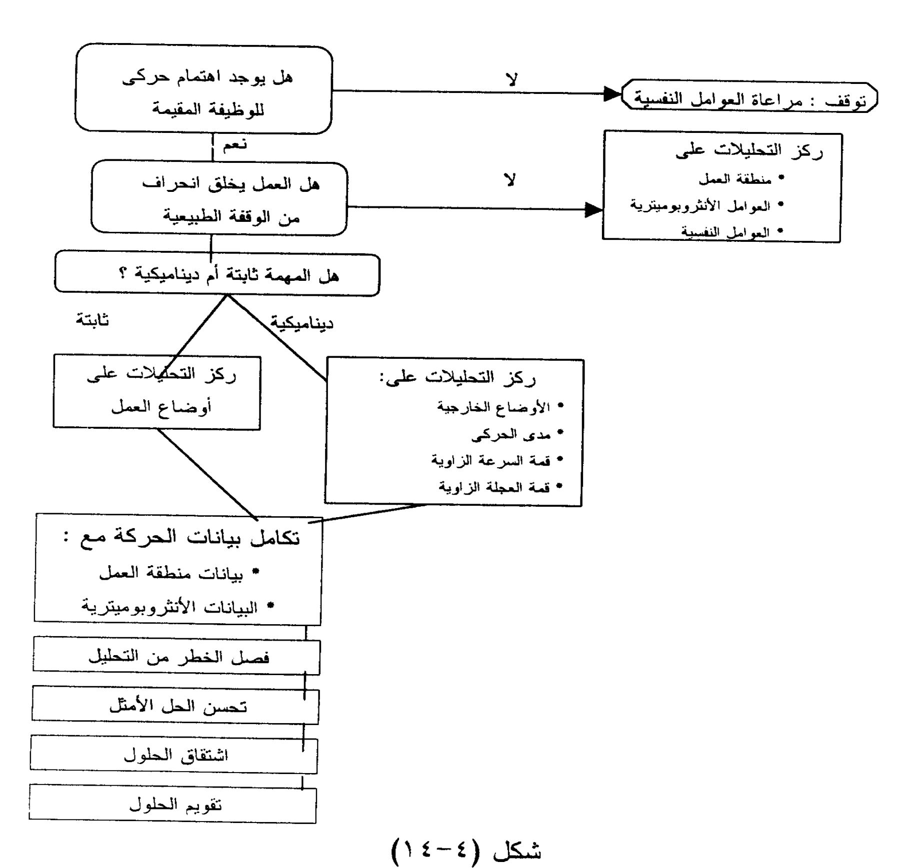
العوامل الفرضية للتحكم فى ارتفاع تكرارات حركة الجسم

يعــرض الشــكل (٤-١٤) خريطة التتابع التى يمكن أن تستخدم فى تــرجمة البيانات المجمعة خلال تقويم حركى بعد ملاحظة موقع العمل، وعلى الــباحث أن يقرر إذا كان هناك خطر حركى. كذلك لو لم توجد أخطار، ولكن مشكلة موقع سبق تحديدها من تقارير إصابة أو من سرعة تبديل العاملين فيها. كمــا أن هناك عوامل نفسية يجب أخذها فى الاعتبار (أنظر بيجوس وآخرون Bigos et al (١٩٩١م).

نفترض أنه توجد مشكلة بيوميكانيكية ولحل هذه المشكلة نطرح السؤال الــتالى ما هى سبب هذه المشكلة وللإجابة يجب تحديد ما إذا كانت الأوضاع هى الســبب أم الحركات وفى كلا الحالتين نقوم بفحص إذا كان يوجد انحراف مــن وضــع الاسترخاء الطبيعى للمفصل. ونجد أنه إذا وجد انحراف فمن ثم يجــب أن يركز التحليل الحركى على موضع العمل والعوامل الأنثروبوميترية الــتى تساهم فى القوى العاملة على المفصل قيد البحث. إذا انحرفت الأوضاع مــن الوضع الطبيعى يعتمد التحليل فى التركيز على أن المهمة أساساً ثابتة أو ديناميكية. فى وضع العمل وفى المهام الأكثر ثباتاً وفى المهام الأكثر ديناميكية يكــون الــتركيز على كمية الوضع، ومدى الحركة، والسرعة والعجلة فى كل محــور من محاور الحركة. إن ترجمة التحليل الديناميكى لحركة العمل يكون أكــثر صــعوبة. وبالرغم من أن بعض الحركات يجب أن تحدث خلال أغلب مهــام الــتعامل مع الخامات إلا أن الباحث يجب أن يقوم أخطاء الحركة تحت الــبحث. وأكثر من ذلك إذا ما زالت الحركة فى وضع ثابت يؤدى إلى مشاكل حــركية أخرى (مثل التعب العضلى)- ومثل هذه المشاكل تتزايد. ثم استخدام

طـــرق التحـــليل الجنيوميتر الالكترونى Electrogoniometric عن طريق مـــارس وشونماركلين Marras & Schoenmarkin (١٩٩٣م) لقياس كمية حـــركة الرسغ فى الأفراد الذين يؤدون مهام صناعية، والذين تعرضوا لتاريخ خطر من أعراض اختناق العصب الأوسط- المقارنات بين التعرض الأقصى ومـــدى الحركة أظهر اختلاف ضئيل مرتكز على مجموعة الخطر. ومع ذلك، أظهـــر فحص السرعات انفصال كبير بين المجموعتين وأيضاً أظهرت العجلة للرسغ فى الثنى والمد والمحاور الزندية الكعبرية اختلاف كبير بين مجموعات الخطر العالى والمنخفض ولوحظت نتائج مشابهة فى دوران الذراع وحركات الكب- والبطح لليد. وهناك نماذج الانحدار المنطقى أشارت إلى أن العجلة فى محـــاور الثنى- وحركة المد كانت أكبر مؤشر على مجموعة الخطر (مارس ١٩٩٢م).

وعند تقويم الحركة فى كل محور، يوجد هناك معيار مهم هو انسيابية الحركات. وتزيد قوى الحركة العاملة على المفصل تغير الحركة. وعامة، نجد أن السرعات الصغيرة مع نمط عجلة انسيابية يجب أن تؤدى إلى قوة عضلية صـــغيرة والحمـــل الميكانيكى الصغير العامل على المفصل. وحساب العبور الصفرى لعجلة المفاصل هو وسيلة لتقويم انسيابية الحركة.



شكل (٤-١٤)

عرض بطاقة تتابع عملية القرار المستخدمة عندما تعتقد أن أوضاع العمل وحركات الجسم تساهم فى اصابات العمل

وللمهام الثابتة والديناميكية ، وبيانات الحركة والوقوف إذا طبقت يجب أن تدمج مع قياسات منطقة العمل والقياسات الأنثروبوميترية. واستخدم ماراس وآخرون(١٩٩٣م) جينوميتر الكترونى لقياس كمية الحركة فى العمود الفقرى فى التعامل المتكرر اليدوى مع الخامات. لكل من ٤٠٠ وظيفة التى تقاس فيها حركة الجذع، الخطر التاريخى لاصابة الظهر يحصل عليها من سجلات الحوادث. والوظيفة التى لا يوجد فيها اصابات ظهر ولا يوجد معدل تغيير عمال صنفت كخطر منخفض. والوظائف عالية الخطر لها معدل اصابات ظهر ١٢ أو أكثر فى كل ٢٠٠,٠٠٠ ساعة تعرض. متغيرات منطقة العمل مثل معدل الرفعة ، والثقل المرفوع، وعزم الذراع بين الشئ المرفوع والعمود الفقرى، والارتفاع الذى تتولد وتنتهى فيه كل رفعة. وأيضاً القياسات الأنثروبوميترية لكل موظف. ومن خلال نموذج تحليل الانحدار المنطقى من قياسات موضع العمل والثنى الأمامى وقمة سرعة الثنى للجانب، ومتوسط سرعة الدوران تكون مكونات الجذع. ونجد أن معدل الرفعة (الرفعات كل ساعة) وقيمة العزم المثول من الشئ المتداول (وزن الشئ × المسافة بين مركز الشئ والعمود الفقرى) تكون المتغيرات موضع العمل. وتظهر فى شكل (٤–١٥) وظيفة فى مصنع مشروبات تم مقارنتها فى النموذج. ونجد أن كل من المقاييس فى الصورة تمثل واحد من الخمس متغيرات، والعمود يشير إلى القيمة الملحوظة للمهمة المقصودة. والنموذج بها يشير إلى أى المتغيرات ترتبط أكثر مع خطر اصابة عالى. وكمثال، العلامات تظهر القياسات من مهمة نقل المنتج فى حالات القصير أينما يتحرك من منصة منخفضة عن مستوى الركبة إلى منصة أخرى تقريباً فى مستوى الوسط. بوضوح، نجد أن

معـــدل أداء الـــرفعة وكميـــة الثنى للأمام كانت عالية فى هذه المهمة. وقيمة احتمال كلية يمثلها الخط المقطع يمكن الحصول عليها من متوسط قيم الاحتمال لكـــل متغير من المقياس. وهذا الاحتمال الكلى يشير أن محاولات المهمة تشبه المهـــام عاليـــة الخطـــورة التى ارتكز عليها النموذج. ولكن الأكثر أهمية هو الـــنموذج الـــذى يشـــير إلى المتغيرات الأساسية التى يجب تحديدها بالتدخل الحركى.

وبالـــرغم من أن القياسات الأنثروبوميترية لم تدخل فى النموذج الذى وضعه ماراس وآخرون (١٩٩٣م)، باحثون أخرون وجدوا أن الأفراد الأطول يكون عندهم حمل ميكانيكى أكبر على العمود الفقرى عن الأقصر (ماجنوسون وآخرون ١٩٩٠م). وفى مثل هذه العوامل يجب أخذها فى الاعتبار عند ترجمة بيانـــات حـــركية لفصـــل الخطر الحركى. وذلك مرتكزاً على هذا النوع من التحليل، وحلول حركية يمكن وضعها.

٣- تطبيق على التحليل الحركى فى تصميم الحلول لمشاكل حركية :

Application of motion analysis in design solutions to ergonomic problems

نجـــد ان الحلول الحركية يمكن أن تتنوع فى الشكل والتعقيد من اعادة توجيه الأجزاء فى خط الانتاج لاعادة تصميم محطة العمل الكلية. وكمثال، لو أن مهـــام الـــتكوين تتطـــلب من الموظفين أن يدمجوا دوران الساعد مع ثنى الرســـغ، يجب أن تحدد عناصر المهمة الأساسية المسئولة عن الحركة. وربما بـــتغيير توجيه الأجزاء أو تتابع خطوات التكوين، وأيضاً حركات المفصل فى محطة العمل يمكن تقليلها.

معدل الرفع (رفعات/ساعة ٢٩٥	٢٥٥	٢٢٩	٢٠٧	١٨٧	١٦٧	١٤٦	١١٩	٧٩
المتوسط سرعة اللف ١٢,٨ (°/ث)	١١,١	٩,٩	٨,٩	٨,١	٧,٢	٦,٣	٥,٢	٣,٤
أقصى عزم ٨١,٨ (ن/م)	٧٠,٨	٦٣,٤	٥٤,٧	٥١,٩	٤٦,٣	٤٠,٣	٣٢,٩	٢١,٩
أقصى فتحة سهمى ٢٢,٥ (°)	١٩,٥	١٧,٦	١٥,٨	١٤,٣	١٢,٨	١١,١	٩,١	٦,٠
أقصى سرعة جانبية ٦٥,٧ (°/ث)	٥٦,٨	٥٠,٩	٤٦,١	٤١,٦	٣٧,٢	٣٢,٤	٢٦,٤	١٧,٦
جميع الاحتمالات								
%٩٠	%٨٠	%٧٠	%٦٠	%٥٠	%٤٠	%٣٠	%٢٠	%١٠

شكل (٤-١٥)

نموذج المتعدد الاختلافات المطور لماراس Marras وآخرون (١٩٩٣م) والذى يتوقع مجموعة اصابة الظهر مرتكزاً على متغيرات قياسات حركة الجذع ومنطقة العمل. تشير الأعمدة الأفقية إلى القيم لكل من المتغيرات المتحصل عليها من البيانات فى وظائف التعبئة فى مصنع مشروب. والاحتمال الكلى أن تكوين هذه الوظيفة مرتفعة الخطر (معدل أكبر من ١٢ لكل ٢٠٠,٠٠٠ ساعة تعرض) والتى يتركز فيها النموذج الممثل بالخط الرأسى المتقطع

والتقييمات الحركية التى تركز على مشاكل أسفل الظهر يجب أن تدمج العوامـــل الـــتى تولد الحركات مع التى تتولد بحمل ميكانيكى للعمود الفقرى. ومـــناطق العمـــل الـــتى تتطلب الرفع، وكمثال، نجد أنه تشمل حركات الظهر وتطـــبيق حمل خارجي، وكل منهم يزيد الحمل على العمود الفقرى. وأكثر من هـــذا، نجـــد أن مناطق العمل التى تتطلب حركات جذع فى المحور العرضى (اللف) والمحور الأمامى (الثنى الجانبى) ربما ترتبط زيادة معدل خطر اصابة أســـفل الظهـــر، ومـــثل هـــذه الـــتجميعات الحركية يجب أن تقلل (أندرسون Anderson ١٩٩١م، فريمويـــر Frymoyer وآخـــرون ١٩٨٣م). والتدخل الحـــركى الواقعى المستخدم يعتمد على الموقف. وكمثال، أن الحلول الحركية المثـــلى لـــلمواقف التى فيها اصابات الظهر منتشرة وتشمل استخدام الرفعات، والذراعين المتصلبين، وأجهزة التوصيل، وأرصفة العمل التى تعدل، والمناضد الدائـــرية. وفى مـــثل هـــذه الظروف، نجد أن الحلول تشير إلى مناطق العمل والعوامـــل الأنثروبوميـــترية الموصوفة فى شكل ٤-١٤ بتقليل حركة الجذع والحمـــل البيوميكانيكى على العمود الفقرى. واستخدام هذه التحكمات الهندسية يعتـــبر طـــريقة التدخل الأكثر فعالية لتقليل معدل مشاكل أسفل الظهر (سنوك Snook، كامبانيلى Campanelli وهارت Hart ١٩٧٨م). وقـــال سنـــــوك (١٩٨٧م) أنـــه يقترح أنه بالرغم من أن اختيار العامل يرتكز على اختبار قوة الظهـــر إلا أنـــه فعال، يجب أن يستخدم فى الوظائف التى لا تتعرض لتحكم هندسى. وفى مناقشة أكثر على التدخلات المحتملة يمكن أن توجد فى نصوص حـــركية مـــثل شـــافين Chaffin وأندرسون Andrson ١٩٩١م، جراندجين Grandjean ١٩٦٩م، كوداك Kodak ١٩٨٢م، تيشور Tichauer ١٩٧٨م.

وبمجـــرد الوصول إلى الحلول وتنفيذها، يجب أن تقيم باستخدام طرق اجرائية مشابهة للمستخدمة فى التحليل المبدئى. ولحلول أبسط، يجب أن تعدل مـــناطق العمـــل أو المحطـــات الموجودة لدمج طرق التدخل المفترضة. وهذه الطـــرق للتدخل يمكن أن تختبر قبل تنفيذ كاملة التكلفة. وأكثر من هذا نجد أن الـــتغذية الرجعية من الموظف بخصوص التدخل المفترض مهم. وبدون قبول نجد أن العامل للتدخل ربما لا يستخدمه او لا يستخدمه بطريقة صحيحة. وأكثر مـــن هـــذا، يجب أن التقييم يحدد لو المشاكل الأصلية تم حلها، وأيضاً اذا كان مشـــاكل أخـــرى مازالت موجودة، واذا كان هناك مشاكل جديدة تستخدام من خلال التدخل.

اتجاهات مستقبلية فى تطبيق تحليل حركة الانسان :

Future trends in the application of human movement analysis to ergonomics

الطرق المستخدمة للوصول إلى كمية حركة الانسان فى منطقة العمل مـــازلت تتطور. والبرامج الحركية فى الصناعة أصبحت معقدة أكثر، كجزء ومقـــادة بحاجـــة الكثير من الهيئات لوصف كمى جيد للمشاكل الحركية قبل وضع البرامج المختلفة. ونجد أن الأدوات الحالية لقياس حركة الجذع، الرسغ- الســـاعد، مدموجـــة مع النماذج التى تتوقع أفراد الخطر غالباً تعطى معلومات الـــتى تحـــتاجها الادارة لعمل قرارات تأسيس. والنماذج تسمح لعملاء الحركة بسرعة تقييم التصميم المقترح بخصوص التأثيرات المتوقعة للمتغيرات. وأينما هذا لا يمكن تقديره نظرياً، أن المحاكاة يمكن وضعها لقياس الحركة الواقعية.

ومــثل هــذه التقييمات تحدد اذا كان التعديل المفترض سيكون ناجح، وبدون الحاجة لانتظار تراكم معدل الاصابة.

وفى النهاية، نجد أن هذه النماذج سوف تدمج فى برامج كمبيوتر تتبع مــناطق الخطر خلال تحليل بيانات الحركة. وفى هذه النقطة، نجد أن النماذج البيوميكانيكية الديناميكية يمكن أن تترجم أكثر البيانات لتقدير الحمل الميكانيكى للمفصــل فى الظــروف الملاحظــة. وقواعد البيانات التى تشمل قدرات قوة المجــتمع، ومصـــنفة على أساس متغيرات الحركة يمكن أن تدمج مع بيانات الحــركة المجمعــة مــن منطقة العمل. ومعًا، مثل هذه التحليلات سوف تمد الأخصائى بالمعلومات الضرورية لفهم القدرات المتوقعة والمحددات لأى عمل تحت ظروف العمل المقاسة والمتنوعة.

المراجع :

1- Anderson, G.B.J. : (1991), The epidemiology of spinal disorders. In J.W. Frymoyer (Ed.). The adult spice: Principles and practice (pp.107-146). New York: Raven Press.

2- Armstrong, T.J. : (1983), An erognomic guide to carpal tunnel syndrome. AIHA Ergonomic Guide Series. Akron, OH: American Industrial Hygiene Assn.

3- Bigos, s.J., Battie, M.C., Spengler, D.M., Fisher, L.D., Fordyce, W.E., Hansson, T.H., Nachemson, A.L. & Wortley, M.D. : (1991), A prospective study of work perceptions and psychological factors affecting the report of back injury. Spine, 16, 1-5.

4- Chaffin, D.B., & Andersson, G.B.J. : (1991), Occupational biomechanics, New York, Wiley.

5- Frymoyer, J.W., Pope, M.H., Clements, J.H., Wilder, D.G., MacPherson, B. & Ashikaga, T. : (1983), Rick factors in low-back pain. Journal of Bone & Joint Surgery, 65-A, 213-218.

6- Grandjean, E. : (1969), Fitting the task to the man. London: Taylor & Francis.

7- Kodak : (1982), Ergonomic design for people at work: Volume 1, New York: Van Nostrand Reinhold.

8- Kumar, S. : (1990), Cumulative load as a risk factor for back pain. Spine, 15, 1311-1316.

9- Magnusson, M., Granqvist, M., Jonson, R., Lindell, V., Lundberg, U., Wallin, L. & Hansson, T. : (1990), The loads on the lumbar spine during work at an assembly line: The risks for fatigue injuries of vertebral bodies. Spine, 15, 774-779.

10- Marras, W.S. : (1992), Toward an understanding of dynamic variables in ergonomics. Occupational Medicine: State of the Art Reviews, , 655-677.

11- Marras, W.S., Lavender, S.A., Leurgans, S.E., Rajulu, S.L., Allread, W.G., Fathallah, F.A. & Fergusson, S.A. : (1993), The role of dynamic three-dimensional trunk motion in occupationally- related low back disorders: the effects of workplace factors, trunk position, and trunk motion characteristics on risk of injury. Spine, 18, 617-628.

12- Marras, W.S. & Schoenmarklin, R.W. : (1993), Wrist motions in industry. Ergonomics, 36, 341-351.

13- Oborne, D.J. : (1982), Ergonomics at work. Chichester, Wiley.

14- Priemer, R. : (1991), Introductory signal processing. Singapore: World Scientific.

15- Snijders, C.J., van Riel, M.P.J.M., & Nordin, M. : (1987), Continuous measurements of spine movements in normal work situations over periods of 8 hours or more. Ergonomics, 30, 639-653.

16- Snook, S.H. : (1978), A study of three preventive approaches to low back injury. Journal of Occupational Medicine, 20, 478-481.

17- Snook, S.H., Campanelli, R.A. & Hart, J.W. : (1987), Comparison of different approaches for the prevention of low back pain. In ergonomic interventions to prevent musculoskeletal injuries in industry (pp.57-72), Chelsea, MI: Lewis.

18- Tichauer, E.R. : (1978): The biomechanical basis of ergonomics: Anatomy applied to the design of work situation. New York: Wiley.

رابعاً: دقة وضبط نظم تحليل الفيديو والتصوير السينمائى :

Precision and accuracy of video and cinfilm digitizing system

Introduction : المقدمة

غالــباً تطــلب دراسة حركة الإنسان تسجيل وتحليل الحركة باستخدام التصوير أو تسجيل الفيديو وعممت طرق التحليل اليدوى لكل تسجيل للحصول عــلى تحليل البيانات الكينماتيكية. فى الوقت الحاضر أصبح التصوير بالفيديو مقــبولاً فى التحــليلات البيوميكانيكية، وتعتبر مشكلة دقة وضبط نظم التحليل ســواء باســتخدام التصوير بكل من الفيديو والسينما من أهم المشاكل التى تهم العاملين فى مجال الميكانيكا الحيوية لذا تهدف هذه الدراسة إلى مقارنة كل من التصوير بالفيديو والسينما لتحديد دقة وضبط الإجراءات وفى سبيل تحقيق ذلك تــم تصــوير مجموعتين إحداهما بنظام التصوير بالفيديو بأدنى نقطة خاطفة Sobpixl cursor والأخر بنظام التصوير السينمائى بهدف دراسة اختبار تأثير تشويه العدسة، نوعية الصورة وقياس وضوح النظامين. بالإضافة إلى التعزيز بالخصائص الجديدة لأعلى وضوح لنظام التحليل بالفيديو وفق اكتشاف تارجيت وكيروين Target and Kerwin (١٩٩٥م) (٥).

Review studies and theory : النظرى والدراسات السابقة

عــرض كــل من شابيرو وآخرون .Shapiro et al (١٩٨٧م) (٧)، كــنيدى وآخــرون .Kinnedy et al (١٩٨٩م) (٢)، أنجولــو ودابيــنا Angulo and Dapene (١٩٩٢م) (١) أن البيانات الحاصلين عليها من تلك المشتقمة من صور الفيديو كانت أقل دقة من المشتقة من التصوير السينمائى.

هناك عالمين اقترحوا لمدى دقة التحليل بالفيديو، نوعية الصورة وحجم النقطة. وتتأثر نوعية صورة الفيديو بنوعية العدسات ومكونات تسجيل الفيديو، ولوحة نزع الصورة ووضــح شاشـــة الفيديـــو. يعـــزو بولينيـــر Poliner وآخرون (١٩٩٢م) (٦)، كثير من ملازمة الخطأ فى نظام الفيديو إلى تشويه العدسات، أقـــر كـــل من أنجولو Angulo وآخرون (١٩٩٢م) أن تشويه العدسات وكل رداءة فى نوعيـــة الصـــورة وانخفاض وضوح القياس عن أكبر الأخطاء عند استخدام الفيديو.

اعـــترف إنجليز Inglis (١٩٩٣م) (٣) بانخفاض الوضوح ولكن شدد على الحصول على الفهم الذكى للفيديو يقيد كبر حجم النقطة للقياسات الخاطفة بـــالعدد الصـــحيح لأحجـــام الخطـــوة. استخدم مؤخراً النصف نقطة الكاذبة، واختيارات لتكبير الصورة ولكن الوضع النهائى لقياس الفيديو القياسى لم يظهر إتمام اكتشافه.

الإجراءات : Procedures

تـــم مقارنة التصوير السينمائى المقاس العادى ١٦مم بشكلين لتسجيل الفيديـــو ونظامين التحليل الأخير بأدنى دقة للحركة الخاطفة- استخدم علامات الرجوع الثابتة وجرى الفرد سجل من خلال رؤية تسعة متر. وتم اختبار تأثير تصـــحيح العدســـة لضبط ودقة بيانات الفيديو والتصوير السينمائى. استخدما متوســـط الجـــذر التربيعى بين المتوسط والقيم المعيارية واختبارات التجانس والتباين لتحديد الاختلافات بين النظم.

النتائج : **Results**

تغيرات صغيرة فى طريقة وحجم السرعة، التنوع فى صناعة تصوير الفيديــو واســتخدام استفاء خط الفيديو يمكن الأداء لنظام الفيديو المحدد ليكون مــثالياً. حــددت دقــة وضـــبط العلامات الثابتة ولكن بيانات الضبط لم يكن استخدامها كمعيار مستقل. عندما يتضمن أى تصحيح مفرد لاصطلاح لانتظام العدســة بيانـــات الفيديـــو متوسط الخطأ فى x,y يقلل الدلالة الاحصائية (ب عرضـــت مـــن قبـــل (وود مارشل Wood Marshal ١٩٨٦م) (٨) وتشالز وكيروين Challis and Kerwin (١٩٨٩م) (٢) اصطلاحات تصحيح العدسة مـــع بيانـــات التصوير السينمائى اشتمل على تحسين بسيط أو عدم تحسين فى الدقة.

جدول (٤-١)

الحركة (الجرى) Movement (running)

النظام	الضبط x	الضبط y
VHS/ P	٢٠,١	٢٠,٢
VHS / P + LC	١٧,٥	١٩,١
HI-8 / T + LCO	١١,٤	١٢,٠
16MM / TDS	١٥,٥	١٣,٣

جدول (٤-٢)

الأوضاع الثابتة Static points

النظام	الدقة		الضبط	
	x	y	x	y
VHS/ P	١٥,١	٧,٤		
VHS / P + LC	٧,٠	٤,٥	٨,٨	١٣,٩
HI-8 / T + LCO	٢,٦	٢,١	٣,٥	٣,٠
16MM / TDS	٣,٥	٢,٧	٦,٢	٦,٠

حيث أن LC+ = تضمن اصطلاح تصحيح العدسة المنفردة فى إنتاج الانتقال الخطى المباشرة (DTL)

O+ = مع مثالين هدف خصائص المحلل

P = نظام فيديو ألوان لمعان ٨ بايت

T = نظام فيديو ألوان ٢٤ هدف بايت

TDS = نظـــام الإزاحـــة الأوليـــة منضدة تحليل HR 48 مع عاكس صور NAC 16MM

جـــدول (٤-١) مقارنـــة متوســـط الخطأ المعيارى (م م) لنظام تحليل الفيديـــو المـــلون لمعـــان ٨ بايت ونظام تحليل فيديو ملون ٢٤ بايت مع نظام التصوير السينمائى ١٦مم. تحسين نوعية العدسة وتكوين تسجيل الصورة عن طريق استخدام أعلى تركيبة كاميرا/عدسة وأعلى وضوح لشريط تسجيل فيديو (HI-8VHS) ينتج تحسين الدقة بنسبة ٤٥%. توظيف ٢٤ بايت أفضل من ٨

بـــايت فى الفيديـــو لـــتخزين الإطار وأدنى نقطة خاطفة للقياسات حسنة الدقة بحـــوالى ١٠%. وجد أنه مع ربط ارتفاع الوضوح لشريط التسجيل المتوسط، وتصحيح اصطلاح العدسة من خلال الانتقال الخطى المباشر ينتج بيانات أكبر دقة وضبط من التصوير السينمائى مقاس ٦مم.

المناقشة : Discussion

العـــاملان السابق تحديدهما لمدى الدقة فى الفيديو هما نوعية الصورة، حجم النقطة. استخدام تصحيح العدسة من أجل نوعية الفاعلية البصرية لعدسات الفيديـــو وتحســـين إمكانية وضوح المحلل عن طريق إحلال ربع حجم خطوة حـــركة النقطة تلك الحدود لتحسين نظام الفيديو قادرة على الدقة والضبط أكفأ من التصوير بالسينما.

المراجع :

1- Angulo, R.M., et al. : (1992), Int. J. Sport Biomech., (8. 145-151).

2- Challis, J.H., et al. : (1989), J. Sports Sciences, 7, 1, 6.

3- Inglis, A.F. : (1993, Video engineering, New York: McGraw Hill.

4- Kennedy et al. : (1989), Int. J. Sport Biomech.,5,457-465.

5- Kernin, D.G. : (1995), Biomech, Bases, 20, 1-4.

6- Poliner, J. et al. : (1994), J. Biomech., 27.5, 625.

7- Shapiro, R. et al. : (1989), Int. J. Sport Biomech., 2, 80-86.

8- Wood, G.A., et al. : (1986), J. Biomech., 19, 781-785.

خامسا : تقدير قوى العضلة والمفصل :

Estimation of muscle and joint forces :

الأحمـــال الواقعية التى تحملها المفاصل لها تأثيرها. غالباً يرتبط تأكل غضـــروف المفصل وتراخى رباط الكبسولة Capsuloligamentous بمدى ونمط انتقال الحمل عند المفصل. فى استبدال المفصل الكلى، يرتبط الاستخدام والتشـــوه فى سطح التمفصل، وتوزيع الحمل فى المفصل المزروع، والسلوك الميكـــانيكى لســـطح العظمـــة– المفصل وسمات الحمل لثبات العظمة– بحمل المفصل ويلعب تحميل العضلة والمفصل دور هام جداً فى التئام كسور العظام. إن معـــرفة مـــدى وطـــريقة تحميل المفصل فى جسم الإنسان مهم فى تحديد الميكانيزم الممكن لمنع الإصابة خلال نشاط رياضى أو مهنى.

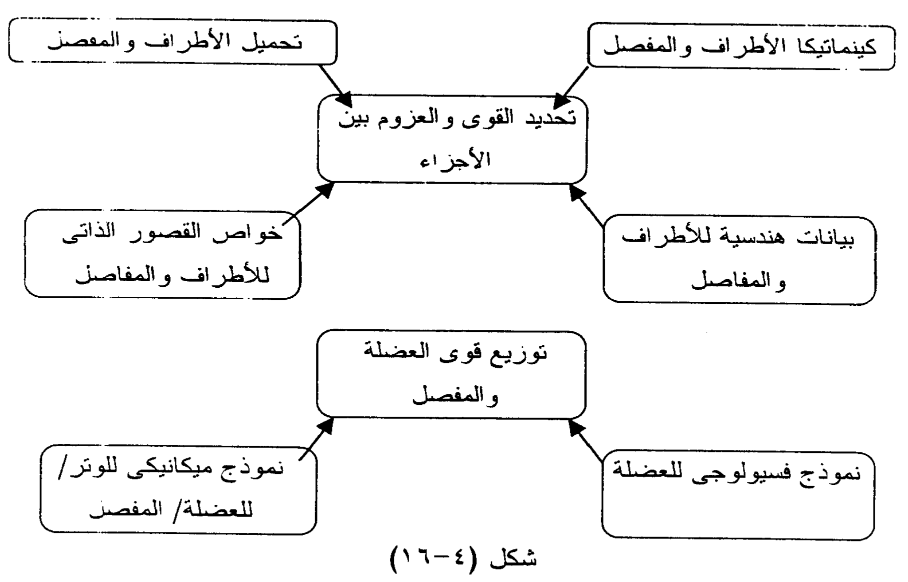
إن حساب القوة الداخلية للعضلة والمفصل تمدنا بالمعلومات الإضافية المفيـــدة فى تصميم زرع المفاصل Implants، والجراحة Surgery، وبرامج الـــتأهيل Rehabilitation programs، فى أخـــر عقدين تطورت العديد من الطرق التجريبية والتحليلية لتقدير قوة العضلة والمفصل.

يشتمل التحليل لتحديد قوة العضلة والمفصل على خطوتين – شكل (٤-١٦)- هما :

(١) تحديـــد القـــوة بيـــن الأجزاء والعزوم فى المفصل معتمداً على بيانات كينماتيكية وكيناتيكية محسوبة أو مقاسة (مشكلة ديناميكية معكوسة).

(٢) تقسيم القوى بين الأجزاء والعزوم فى العضلة والمفصل (مشكلة توزيع القوى).

ويناقش ويوضح هذا الفصل مفاهيم هاتين الخطوتين



شكل (٤-١٦)

تحليل تحديد قوى العضلة والمفصل الممكن تنفيذها فى خطوتين:

تحديد القوى، والعزوم بين الأجزاء وتوزيع القوى

١ - تحديد القوى والعزوم بين الأجزاء :

Determination of intersegmental forces and moments

يــتم تحديد قوة العضلية والمفصل المجهولة فى البيوميكانيكا حسابياً، وذلك لعدم إمكانية قياسها مباشرة، وبمعنى أخر، يمكن قياس الحركة باستخدام طرق فنية تجريبية.

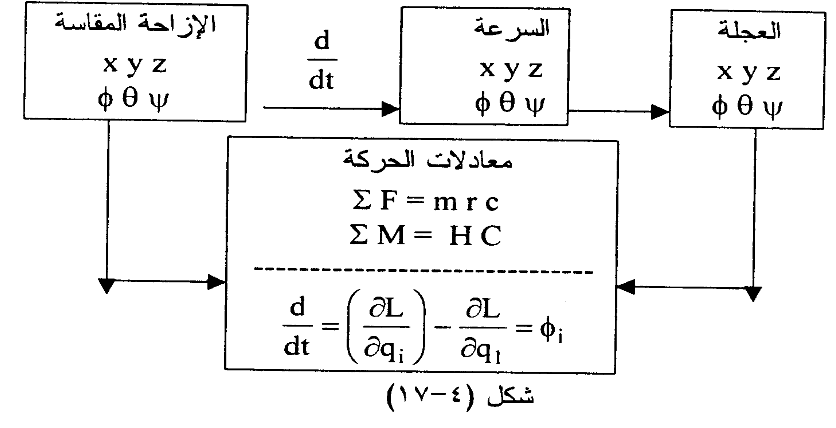
يتطلب تحديد القوى والعزم المؤسس على بيانات كينماتيكية حل مشكلة ديناميكية عن شرو وريم Chao & Rim (١٩٧٣م)، شكل (٤-١٧) ويمكن أن يعـــتمد اشـــتقاق معـــادلات الحـــركة إما على معادلات نيوتن أو لاجرانج Newton or Lagrang.

حـــل بسيط يفترض أن التأثيرات الكينماتيكية مهملة، وتسمح بالتحليل الثابت، التوازن الثابت هو حالة يكون فيها الجسم فى حالة ثبات (راحة)- أعنى بدون حركة فى علاقته بالبيئة المحيطة به- وجميع القوى الداخلية والخارجية والعزوم متوازنة. توازن كل من الانتقال والدوران مطلوب الحفاظ عليها لكل جزء من الجسم. لذا فإن معادلات التوازن الثابت هى :

$$\Sigma F = 0 \quad (1)$$

$$\Sigma M = 0 \quad (2)$$

لكل جزء من أجزاء الجسم.



شكل (٤-١٧)

مشكلة ديناميكية عكسية

يشمل مجموع القوى والعزوم القوة F_1 بين الأجزاء، والعزوم M_1 بين الأجـــزاء والقـــوة المطـــبقة خارجيـــاً والعزم على الجزء الأبعد من المفصل. لتوضيـــح الأجزاء، تبسيط مشكلة البعدين توضع فى الاعتبار. فمثلاً فى الشكل (٤-١٨)، عـــندما يمسك الفرد فى اليد وزن ٢٠ نيوتن على مسافة ٣٠سم من مفصـــل المـــرفق (الكوع)، إذن يمكن حساب القوة بين الأجزاء من معادلات توازن القوة :

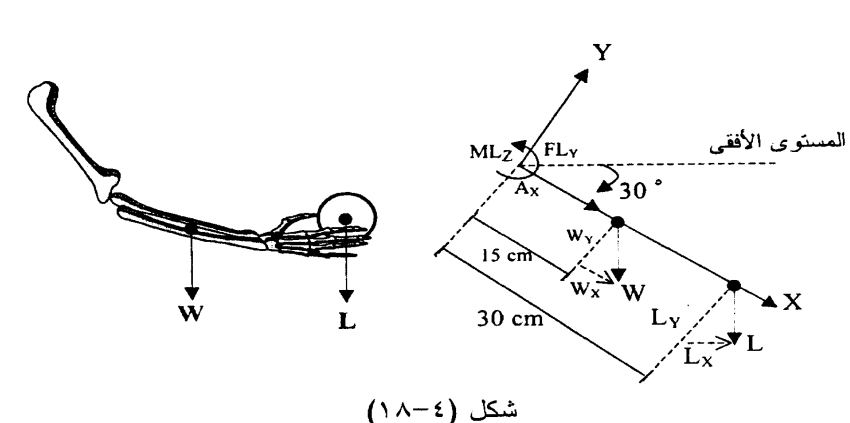
$$F_{1x} + L_{1x} + W_x = 0 \quad (3)$$

$$F_{1y} + L_{1x} + W_y = 0 \quad (4)$$

حيث أن $W = W_x$ جا٣٠°، $W = W_y$ جتا ٣٠°، $L=L_x$ جا ٣٠°

$L=L_y$ جـــتا ٣٠°، W= ١٥ ن، L = ٢٠ن، والتى تعطى FL_x, FL_y

وتكون -١٧,٥ ن، ٣٠,٣١ ن على التوالى.



شكل (٤-١٨)

مشكلة القوة الثابتة مع وزن فى اليد عندما تكون

زاوية الذراع ٣٠ْ تحت المستوى الأفقى

مـــن أجل حالات ديناميكية، الهيكل العضلى للجسم يمكن نمذجته بعدد مـــن الأجزاء الصلبة متصلة عند المفاصل فى الحركة. لو مسارات الإزاحة، وخـــواص كتلة الأجزاء والقوى الخارجية المطبقة معروفة، يمكن تحديد القوى الداخلية والعزوم بين الأجزاء التى تعمل على الطرف بتطبيق معادلات الحركة عـــلى الـــنظام. إذا وضـــعت مشكلة الأبعاد الثلاثة فى الاعتبار تضاف ثلاث معـــادلات التوازن سوف تشتمل على حساب القوة فى الاتجاه z (F_{1z}) والعزم فى الاتجاه x (M_{1x})، العزم فى اتجاه y (M_{1y}).

يمكـــن اعتبار أن محصلة القوة والعزم بين الأجزاء تعمل عند النهاية القريبة Proximal end والنهاية البعيدة Distal end لكل جزء من الجسم.

هـــده القـــوة والعزوم هى التأثير الصافى الكيناتيكى لكل محصلة من أجـــزاء الجسم على الأخر. من المهم ملاحظة أن هذه المحصلات بين الأجزاء كميـــات كيـــناتيكية مفهومهـــا ليس بالضرورة أن تظهر بدنياً فى أى تركيب تشـــريحى مقـــرر. محصلة القوة والعزم بين الأجزاء تمثل مجموع متجه كل القـــوى فى التركيب التشريحى ومجموع متجه العزوم الناتجة عن طريق تلك القوى.

يمكـــن تحديد المحصلة بين الأجزاء معتمداً على كتلة الجسم المعروفة والأحمال الخارجية للقصور الذاتى. مبدئياً محصلة القوى والعزم بين الأجزاء العامـــة تسمى مشكلة توزيع القوة، لسوء الحظ عدد المتغيرات المجهولة للقوة العضـــلية وقوة الضغط على المفصل والعزوم عادة تزيد المعادلات المتوافرة. ويتأسس سبب ذلك على الطبيعية المتسعة للتركيب التشريحى: يوجد عضلات عديـــدة يمكنها تنفيذ وظائف متناغمة حسابياً ينتج هذا مشكلة لا يوجد لها حل مفـــرد. تمـــثل درجـــة التعدد الاختلافات بين عدد المتغيرات المجهولة وعدد المعـــادلات ولـــكى تحـــل هذه المشكلة يجب أن تقلل درجة التعدد إما بإدخال معدلات ضغط أو تقليل عدد المتغيرات المجهولة.

لذلك يعتبر حساب عدد المتغيرات المجهولة مقابل الضغط فى معادلات الحركة هاماً عند تحديد قوة العضلة والمفصل عامة، هذا الإجراء للتفكيك ينجز معـــتمداً على مفهوم درجة الحرية (DOF). يمكن أن تتحرك مفاصل الإنسان التى لها كل من ضغط الرباط والكبسولة وسطح المفصل بحرية فى اتجاهات عديدة للانتقال والدوران. الأنماط الممكنة لحركة المفصل تمثل درجة الحريـــة

(DOF) لانتقال ودوران المفصل فمثلاً، مفصل الكتف والمرفق (الكوع) يعتبر لهمـــا درجـــة حرية (DOF) ٣، ١ على التوالى، لهذا معادلات توازن العزم المرتبطة تكون فقط من متغيرات قوة العضلة المجهولة. ومن خلال تحديد قوة العضـــلة، قوة ضغط المفصل والعزم يمكن من ثم تحديدها باستخدام المعادلات الباقية للحركة.

تفكيـــك معادلات الضغط تصنع الإجراء للحل الأسهل والأكثر قبولاً، ومـــع ذلـــك فى بعض الظروف من غير المناسب استخدام إجراء التفكيك لحل قـــوى العضـــلة والمفصـــل مســـتقلاً. فمثلاً وضح آن هيمنو An Himeno تسومورا Tsumura، كاواى Kawia وشاو Chao (١٩٩٠م) حديثاً أن مدى واتجاه محصلة قوة المفصل المحددة عندما يشترك النظام الهيكلى العضلى فى وظـــائف ثابـــتة أو ديـــناميكية، تنشـــط ثلاثة أنواع من القوى هى: قوة الوتر والعضـــلة، قـــوة اتصـــال المفصل، قوى الرباط والكبسولة، للثقة فى النمذجة والحســـاب يجمـــع اتصال المفصل وقوى الرباط لتشكل محصلة القوة والعزم. يمكن التفكير فى مشكلة حساب القوى داخل التراكيب التشريحية كمشكلة.

٢ - توزيع قوى العضلة والمفصل :

Distribution of muscle and join forces

يمكـــن من خلال حساب محصلة القوة بين الأجزاء والعزم حساب قوة العضـــلة، قوة الضغط على المفصل، وعزم الضغط على المفصل معتمداً على مفهوم التوازن.

$$F_1 = \Sigma F m + F_j \quad (6)$$
$$M_1 = \Sigma Mm + M_j \quad (7)$$

بهــذه الطريقة ربما ينتج عنها مفصل غير ثابت، ولذلك يتطلب الأمر قوة عضلية مضادة إضافية لتحقيق الثبات.

٣- طريقة التقليل : Reduction method

تهدف طريقة التقليل إلى تقليل درجة التعدد بتقليل عدد القوى المجهولة حتى يكون عدد القوى المجهولة يساوى عدد المعادلات. يمكن تجميع العضلات ذات الوظــائف المتشــابهة أو المنشأ والاندغام التشريحى فى مجموعة واحدة بينما يمكن استخدام البيانات الكمية للرسام العضلى الكهربى فى إزالة العضلات غيــر النشطة. بالرغم من أن هذه الطريقة تعطى قوة المفصل، إلا أن تفاصيل الســلوك الفــردى للعضلات يفقد من الحل. فى مثال رفع وزن فى اليد، دعنا نفــترض أن كــل مثنيات المرفق تجمع كعضلة واحدة، شكل (٤-١٨) تشتمل معادلة عزم الاتزان المثنية والمادة على متغيرين فقط، العزم بين الأجزاء الذى يســحب مــن مشكلة ديناميكية عكسية، وقوة العضلة المجهولة. فى هذه الحالة التبسيط يمكن أن يحدد قوة الثنى كوحدة من :

$$M_{1z} = 714.5 \text{ N.cm} - F_F \times \sin 45^\circ \times 3\text{cm}$$

Hence

$$F_F = 337 \text{ N.}$$

خــلال تحديد قوة العضلة، قوة الضغط على المفصل، F_{jx}، F_{jy} يمكن عندئذ تحديدها بالاعتماد على معادلتى قوة الاتزان :

$$F_{1z} = -17.5 \text{ N} = F_{jx} - F_{Fx} \cos 45^\circ,$$

Hence

$F_{jx} = 220.5N$

لليمين،

$F_{ly} = 30.31\ N = F_{jy} + F_F \times \sin 45^o$,

Hence,

$F_{LY} = -208.0\ N$

وهى ٢,٨ نيوتن لأسفل.

الطـــريقة البديلة لتقليل درجة التعدد هو زيادة معدلات الضغط- عادة يـــنفذ هذا بافتراض توزيع القوى بين العضلات مرتكزاً على اعتبار تشريحى لمســـاحة المقطـــع الفسيولوجى للعضلة أو مرتكزاً على الملاحظة الفسيولوجية مثل قياسات كمية من رسام الجهد الكهربى للعضلى (EMG).

دعـــنا نضع فى الاعتبار نفس المثال لرفع ثقل فى اليد، فى هذه الحالة فى الـــنموذج عـــوض عـــن ثلاث عضلات ذات الرأسين العضدية Biceps، العضدية Brachialis، العضدية الزندية Brachioradialis، شكل (٤-١٩).

مـــن خلال عرض وضع الساعد، أذرع الرافعة لكل من العضلة ذات الثلاث رؤوس (BIC)، العضلة العضدية (BRA)، والعضلة العضدية الزندية (BRD) هى ٤,٦ســـم، ٣,٤ســـم، ٧,٥سم على التوالى، ما هى القوة العضلية المطلوبة للحفاظ على الساعد فى الوضع المعروض؟

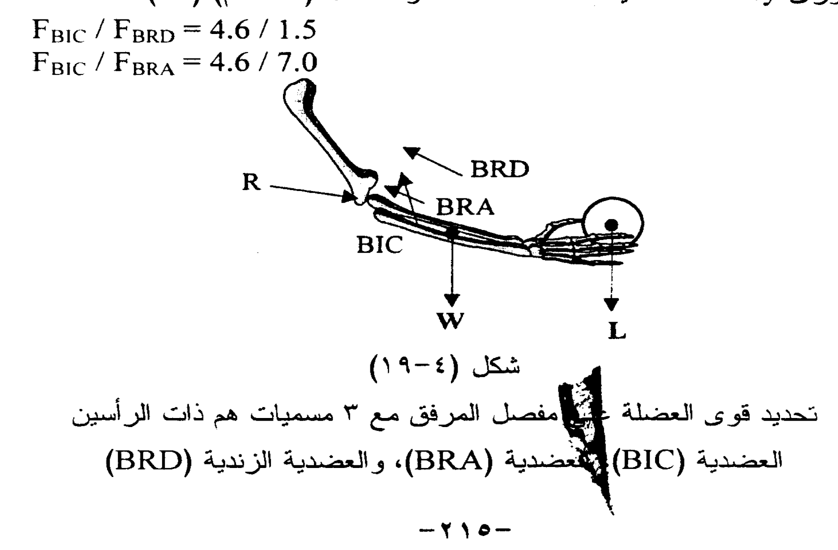
عن طريق توازن العزوم حول المرفق :

$M_{1z} = 714.5\ N.cm = 4.6 \times F_{BIC} + 3.4 \times F_{BRA} + 7.5 \times F_{BRD}$.

لاحـــظ أنه يوجد هناك معادلة واحدة، ولكن هناك ثلاث مجاهيل، ليس مـــن الممكـــن حـــل هذه المشكلة، التى تسمى مشكلة غير المحددة. بمعنى أن المعادلـــة تشمل قيم غير معروفة للقوى فى التركيب التشريحى أكبر منها فى معادلات وصف سلوك المفصل. يسمح الضغط الفسيولوجى لنا بإزالة أى حلول فيها قوى العضلية سلبية أو عالية بصورة غير طبيعية. ولكن مازال يوجد عدد غير منتهى من الحلول يمكن أن تفى بمطالب المعادلة، ولكن ربما يكون صعب أو غير ممكن أن تعرف أى حل يكون صحيح، لكى توزع القوى فى العضلات والمفصـــل للحصول على حل مفرد، يجب أن تدخل معادلات ضغط إضافية، فمـــثلاً، بالاعتماد على الاعتبارات الفسيولوجية، ربما يفترض أن قوة العضلة تكون متناسبة مع مساحة المقطع الفسيولوجى للعضلات (أن هوى An Hui، مورى Morrey، لنشيد Linscheid، شاو Chao (١٩٨١م) (٢٢) :

$$F_{BIC} / F_{BRD} = 4.6 / 1.5$$

$$F_{BIC} / F_{BRA} = 4.6 / 7.0$$



شكل (٤-١٩)

تحديد قوى العضلة عند مفصل المرفق مع ٣ مسميات هم ذات الرأسين العضدية (BIC)، والعضدية (BRA)، والعضدية الزندية (BRD)

الآن يوجـــد هناك ثلاث معادلات التى تجعل المشكلة قابلة للحل، قوى العضـــلة F_{BIC}, F_{BRD}, F_{BRA} وقيمهـــا وجد أنها ٥٨,٥ نيوتن، ١٩,١ نيوتن، ٨٩,٠ نيوتن على التوالى.

يجـــب أيضاً أن تتذكر أن عدد معادلات الضغط يمكن أن تزيد بوضع ظـــروف المفاصـــل المتجاورة فى الاعتبار. فى الحالات التى فيها العضلات تـــتقاطع فى مفصـــلين، من المهم أن نحل معادلات التوازن لكل مفصل بنفس القيمة لكل قوة عضلية.

٤ – أمثل الطرق : Optimization method

مشـــكلة الـــتوزيع عـــند المفصل هى مشكلة غير محددة، بسبب عدد العضـــلات، الأربطة، سطوح الاتصال المتوافرة لنقل القوة عبر المفصل، فى العديـــد مـــن الحـــالات تزيد عن العدد الأدنى للمعادلات المطلوبة لتوليد الحل المحـــدد، عـــدد غير محدود لإخراج الحلول الممكنة للمعادلات غير المحددة. يمكـــن تحديـــد الحلول فقط من خلال تبسيط وظيفة التشريح. الطريقة الوحيدة للحل بدون مثل هذا التبسيط هى البحث عن حل أمثل أو الحل الذى يصل إلى أقصى أو أدنى عملية أو عمل.

فى هـــذه الطـــريقة لنظام المعادلة المتعدد هو الحصول على صياغة وظيفية غرضية واستخدام طريقة حسابية مثلى، تعد الوظيفة الغرضية الأساس لـــلمقارنة بين الحلول، أفضل حل يبحث عنه أمثل لوغاريتم، يفترض المدخل للمـــثالية ان الحمل المشارك بين العضلات يتبع بعض القواعد المصممة خلال

النشـــاطات الحـــركية المتعلمة وأن استراتيجية توظيف العضلات يتحكم فيها بعض المعايير الفسيولوجية التى تنجز كفاية وظيفية. يجب أن تتناسب الوظيفة الغرضية مع هذه المعايير الفسيولوجية. فمثلاً: يبدو منطقياً أن العملية المتحكم فيها فى حركة الإنسان تشتمل على مثالية وظيفة الجسم. هذه الملاحظة العامة ذكـــرت أولاً عـــن طريق الأخوان ويبر Weber brothers (١٨٣٦م) (٢٠) الذيـــن ذكـــرا أن الإنسان يمشى بطريقة تقدم لنا أقل انفاق للطاقة لأطول وقت وأفضـــل نتيجة. مفترضاً نشاط بدنى معين يؤدى بعدد كبير من مفاصل حمل القوى، الفرد ربما يمارس توليد القوة فى العضلات المتحكم فيها بنشاط.

المعيـــار أن الفرد يختار بوعى أو بدون وعى تحديد التحكم فى عمل العضـــلة ربما يتنوع مع طبيعة النشاط البدنى المؤدى والقدرات البدنية للفرد، التحكم العضلى فى العدو السريع ربما يخدم فى الوصول لأقصى سرعة. بينما فى المشـــى عملية التحكم ربما تخدم فى أقصى تحمل. فى الظروف المرضية المؤلمة، مثل مرض تأكل المفاصل التحكم العضلى ربما يخدم فى تقليل الألم. لـــو الألم ناتج عن ضغط على سطح المفصل معيار المثالية المناسب ربما هو تقليل قوى احتكاك سطح التمفصل.

ربمـــا أيضـــاً يخـــدم التحكم العضلى فى تقليل القوى المنقولة بواسطة المفصـــل الســـلبية، مثل الأربطة، معيار المثالية الممكن عديد واختيار المعيار لحل مشكلة توزيع خاصة ربما لا يكون ملحوظ،

لكى تحل مشكلة المثالية، يجب تخصيص صيغته ويتم هذا عن طريق:

- تحديد تكلفة الوظيفة.
- تحديد وظائف الضغط.
- تخصيص متغيرات التصميم.
- وضع الحدود المناسبة لمتغيرات التصميم.

يمكن تلخيص وظائف هذه الطريقة كما يلى :

الأدنى

$$J = F(x_1, x_2, \ldots x_n)$$
$$g_i(x_i, x_2 \ldots x_n) = O(j=1,2,\ldots m)$$
$$O \leq X_i \leq U_i \ (j=1,2\ldots n)$$

حيــث أن J هى معيار المثالية (وظيفة التكلفة)، الذى يمكن أن يكون وظيفـــة خطيـــة أو غيـــر خطية للمتغيرات. الوظيفة g تمثل معادلات الحركة وبعــض علاقات الضغط المتساوية. X_i تعنى متغيرات مستقلة، التى هى قوى مفصل وعضلة مجهولة. هذه المتغيرات ربما أيضاً أن تكون عرضة لضغوط غيـــر متســـاوية، مع أى من الوظائف الخطية وغير الخطية، مشكلة المساواة يمكن حلها حسابياً. وعدد الأنظمة الرقمية والبرامج التى تطور لهذا الغرض.

مـــن المهـــم تفهـــم كل من السلوك الحسابى والدلالة الفسيولوجية لهذه الطـــريقة العامة لحل مشكلة توزيع غير المحدد. الطريقة التى بها يوجد الحل الأمثل والسمات العامة لهذا الحل تقدم أفضل بمثال بسيط، اعتبر المشكلة:

Minimize

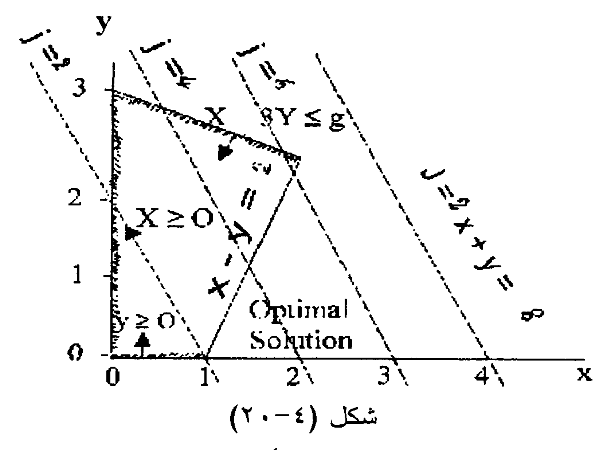
$$J = 2x + y$$

Subject to

$$2x - y = 2$$
$$x + 3y \leq 0$$
$$x \leq 0$$
$$y . 0$$

التمـــثيل البيانى لهذه المشكلة وحلها يظهر فى شكل (٤-٢٠). وظيفة الأجزاء توصف بالخط (القيمة) تنقص بينما يتحرك لليسار إلى منطقة الضغط غيـــر المتساوى. أى تقدم أكثر لهذا الخط تنتج عنه ضغط أكبر من صفر لهذا القيمة الأدنى لوظيفة الأجزاء وجدت فى $x=1$، $y=0$ عندما $j=2$.

اخـــتيار وتضبيط معيار المثالية له مشاكل كبيرة تستخدم تنو متسع من وظائف التكلفة مع درجات مختلفة من النجاح وهذا يناقش باتساع فى الجزئين الـــتاليين. المعيار يجمع تبعاً لطبيعة طريقة المثالية خطية أو غير خطية. أكثر من هذا، هذه المعايير ربما تشمل وظائف عرضية مقررة أو عديدة.



شكل (٤-٢٠)

الحل البيانى لمشكلة المثالية= الأدنى= 2x+y، يتوقف على x≥0 ;x+3y≤9 ;y≥0 ;2x-y=2 المنطقة المظللة تشير إلى منطقة الحل الممكن للضغوط المتناسبة.

٥- معيار خطى : Linear criteria

الصـــياغات الحســـابية لـــلمعيار الفسيولوجى لمشاركة الحمل بدأ فى الظهـــور من ٢٥ عاماً، ماك كونال MacConaill (١٩٦٧م) (١٤) حدد مبدأ الحـــد الأدنى الكـــلى لـــلقوة العضـــلية، الذى افترض أنه ليس من الضرورى للاحـــتفاظ بالوضع المناسب أو أداء الحركة المستخدمة أن تكون القوة العضلية الأكـــثر. تـــبعاً لذلـــك يقلل هذا مجموع قوى العضلة، الوظيفة الغرضية التى استخدمـــت باتساع (بيودتى Pedotti، كرشنان Krishnan، ستارك Stark (١٩٧٨م) (١٦)، سيارج Seereg، أرفيكار Arvikar (١٩٧٥م).

كمـــثال: فى مـــثال رفع الوزن باستخدام ثلاث مثنيات للمرفق، يمكن توزيع قوة العضلة وتحديدها عن طريق :

Minimize

$J, F_{Bic} + F_{BRD} + F_{BRA}$

Subject to

$M_{iz} = 714.5 N.cm = 4.6\ F_{BIC} + 3.4\ F_{BRA} + 7.5\ F_{BRD}$

Thus

$F_{BIC} = 0, F_{BRA} = 0 \text{ and } F_{BRD} = 95.27N$

من الواضح فى هذا المثال المرتكز على الوظيفة الغرضية الخطية أن اثنين من المتغيرات المجهولة لهما قيمة صفر وفقط عضلة واحدة هى العضدية الزندية تعطى قوة.

هذه السمة للبرمجة الخطية، وبذلك فى الحمل فقط عضلات نشطة قليلة مـــع قيـــم غيـــر صفرية متوقعة بتزامن ليس دائماً ثابتاً فسيولوجياً. فى المثال الســـابق، عندما يستخدم نموذج المستوى لمفصل مفرد التقليل لوظيفة الغرض الخطيـــة ينتج عنها توقع أن عضلة واحدة فقط- العضلة مع أكبر ذراع رفع- تكـــون نشـــطة. ومع ذلك فى أغلب النشاطات المرتكزة على الملاحظة للرسم العضلى الكهربى، معروف أن عدة عضلات تتقاطع فى المفصل وتكون نشطة فى تزامن واحد.

إن صـــياغة ضـــغوط إضافية هى الطريقة الوحيدة لتحسين التوضيح لـــلقوى العضـــلية مـــع معيار خطى يحدد الضغوط غير المتساوى لكل وحدة

مساحـــة فـــى كـــل عضلة استخـــدم عـــن كراونينتشيلـــد Crowninshied (١٩٧٨م) (٨)، وكراونيتشـــيلد، بـــراند Brand (١٩٨١م)، بيدوتى وآخرون Pidotti et al. (١٩٧٨م) (١٦)، باتـــرياركو Patricarco، مـــان Mann، سيمون Simon، مانسور Mansour (١٩٨١م) (١٩٨١م) (١٥).

ينتج عن هذا الضغط توقع أن عضلة واحدة تبدأ النشاط عندما عضلة أخـــرى تصـــل لأقصى تعب. مبدئياً العضلة بأكبر منتج حسابى لذراع العزم ومســـاحة المقطع الفسيولوجى تنشط فقط تصل لحدودها التى عندها تنشط ثان عضلة للمنتج الأكبر.

حدثيـــاً الـــثلاث مداخل الجديدة المتشابهة بعض الشئ اقترحت أن شدة العضلة هى الحل. شولتز Schultz، هاردرشيبيكت Harderspeck، فارفيك Warwick، بورتيـــلو Portillo (١٩٨٣م) (١٨) وضـــعوا نمـــاذج المنطقة القطـــنية بـــالجذع. Lumbar trunk models التى تقلل الضغط على العمود الفقرى بينما يقل شدة أقصى انقباض للعضلة.

وحلوا هذه المشكلة باستخدام سلسلة من البرامج الخطية كل منها الحد الأعـــلى للشـــدة المختلفة للعضلة اختيرت عن طريق إجراء التحليل المنطقى خطـــوة خطـــوة: حيث بدؤا بشدات عضلية منخفضة وزيادتها بالتدريج حتى وصـــلوا إلى الحل. الصعوبات فى هذا المدخل كانت المتطلبات الحسابية وعدم ثبات الحلول لأن الشدة تتغير. وبرغم هذا القصور فإن النموذج أعطى نتائج تم الموافقة عليها بالتجارب بالمقارنة بتلك النتائج للنماذج الأقل تعقيداً.

اقـــترح كواك، شاو، مورى (١٩٨٤م) (٤) طريقة فنية محسنة ترتكز عـــلى تقــليل الحد الأعلى للضغط العضلى، فى هذا المدخل تم إضافة ادخال حالات عدم المساواة بالاسم :

$$F_m / PCSA_m \leq \sigma$$

الجـــانب الأيســـر يمـــثل تحسن الضغط على العضلة عن طريق كتلة العضـــلة، حيـــث أن F_m= القـــوة، $PCSA_m$ هى مساحة المقطع الفسيولوجى للعضلة. والمتغير المنفرد على الجانب الأيمن يمثل الحد الأعلى لكل الضغوط العضـــلية. ومـــن ثم تم الحصول على الحل المنفرد لتوزيع القوى العضلية بتقليل σ (الحد الأعلى لكل الضغوط العضلية).

هذه المداخل تجعل استخدام الطريقة المثلى الخطية ومن ثم حماية الحل الذى يغطى الحد الأدنى لمعيار الغرض لكل العضلات. لزيادة واقعية النموذج يوضع فى الاعتبار فسيولوجية العضلة المعتمدة على علاقات الطول- الوتر أو السرعة- للوتر وتطبق فى الضغوط غير المتساوية

$$O \leq \hat{F}_m^a \leq (\alpha \hat{F}_m^a + \hat{F}_m^p) . PCSA . \sigma$$

حيـــث أن σ تمـــثل أقصى ضغط عضلى الذى يخصص: $\hat{F}_m^a$ وهى معيـــار القـــوة العضلية النشطة المعتمدة على علاقة الطول- السرعة- الوتر، $\hat{F}_m^p$ وهى خصـــائص القـــوة العضلية السالبة، تمثل α الحد الأعلى لمستوى تنشيط العضلة عن آن An، كوفمان Kaufman، شاو Chao (١٩٨٩م) (٣)، كوفمـــان، آن، لايتشى Litchy، تشاو (أ١٩٩١م، ب١٩٩١م) (١٢)، (١٣)-

ســوف يحصــل عــلى الحل المنفرد للقوى العضلية بتقليل α ٠الحد الأعلى لمستوى تنشيط العضلة.

المعيار غير الخطى : Non-linear criteria

الوظــائف الغرضــية غير الخطية يمكن عن طريقها توضيح التناغم Synergism، حــتى بــدون صــياغة ضــغوط إضــافي. جراكوفتســكى Gracovetsky، فارفــان Farfan، لامى Lamy (١٩٧٧م) (١١) حــددوا وظيفــة الغرضــية لمجمــوع ضــغوط الاستهلاك فى العمود الفقرى والقوى المتوقعــة خــلال رفع الوزن. كما استخدم بيدوتى وآخرون Pedotti et al. (١٩٧٨م (١٦) مجموع مربعات القوى العضلية لتحليل المشى

$\Sigma (Fm)^2$,

حيث تعطى معادلة من الدرجة الثانية.

بخصوص الاختيار الأمثل للقدرة، العديد من الباحثين بحثوا تجريباً عن تميز العلاقة بين القوة العضلية والتحمل. وعامة هذه الدراسات اتفقت على أن زمن التحمل تقريباً يتناسب عكسياً مع قيمة القوى العضلية مرفوعاً لأس ولكن مــع انتشــار قيــم هــذا الأس. كورننشيلد Crowninshield، براند Brand (١٩٨١م) (٦) افتراضاً تكلفة يعبر عنها مجموع ضغوط العضلة مرفوعاً لأس ثالث، يبدو أنه يتناسب مع أقصى تحمل للعضلات.

٦- معيار الأداء المتعدد : Multiple performance criteria

حديثـــاً، عـــرض بيـــن Bean، شافيـــن Chaffin، شلوتز Shultz (١٩٨٨م) (٥) نمـــوذج جديـــد لاستخدام برمجة خطية لحساب قوى الانقباض العضـــلى فى النماذج البيوميكانيكية لنظام الهيكل العضلى. وقد اقترحوا مشكلة غرض مزدوج مع برنامجين خطيين متسلسلين كل منهما له حل منفرد. أولاً، آن وآخـــرون (١٩٨٤م) قلـــلوا الحد الأعلى لضغط العضلة لتحديد قيمة الشدة المثلى العضلية من هذا الحمل، وثانياً، حلوا برنامج خطى لتقليل مجموع القوى العضـــلية باســـتخدام شـــدة العضلة المثلى المتوقعة فى أول مرحلة. بهذا أول برنامج خطى حدد شدة العضلة المنخفضة، التى تسمح بحلول ممكنة، البرنامج الثانى يختار هذه الحلو لتقليل القوة العضلية ومن ثم هذا النظام يحدد الأغراض المذكورة.

ملاحظات عامة : General remarks

تبرز نقطتان هامتان استجابة لتحديد قوة العضل والمفصل تحليلياً.

أولاً : عامـــة يمكـــن تحديـــد قوة العضلية والمفصل باستقلال بالاعتماد على المجموعـــات المفككة لمعادلات التوازن وظروف الضغط مفترضاً أن محصلة قوة الضغط على المفصل ومحصلة العزوم ليس لها محددات. لسوء الحظ أن هذا الافتراض ربما لا يكون حقيقى. كمثال، لو أياً من ســـطوح التمفصـــل أو الـــرباط والكبسولة أصيبت ضغوط الحل ربما تحـــتاج إلى تعديل. فى هذه الحالة، قوة العضلة لا تكون مستقلة لتحديد محصل القوى المفصلية. اتجاه ومدى محصلة قوى المفصل تعتمد على

توزيـــع القــوى العضلية. لهذا الحل لقوى العضلة باستقلال لا يكون مناسباً.

ثانيــاً : طريقة للحل يمكن أن تكون هامة. عند استخدام طريقة الأمثل، يمكن اســتخدام الإجــراء الخطى أو غير الخطى. لو النظام الكلى للوظيفة الغرضــية، وظــروف الضـــغط تتكون من متغيرات مجهولة، من ثم لوغاريــتم البرنامج الخطى يمكن استخدامه للحصول على الحل. على العكس، الأمثل غير الخطى عادة تشمل أكثر وبكفاية أقل عن البرمجة الخطية. أيضاً تقارب الحل للأدنى غير مضمون.

وفى رأيــنا، ربمـــا يكـــون الحل لتوزيع القوى العضلية هو الحساب بالطريقة المثلى الخاصة أو الوظيفة الغرضية. وبمعنى أخر مدى محصلة قوى المفصـــل ربمـــا لا يختــلف كــثيراً عن براند Brand، بيدرسون، فريدرش Friederich (١٩٨٦م) (٦).

لـــذا ربما لا يكون اختيار معيار الأمثل حيوى بالاعتماد على غرض الدراســـة. وأكثر من ذلك يمكن تحسين طريقة حل مشكلة عدم التحديد والتأكيد التجريـــبى للحل بقياس مباشر (شويند Schuind، جارسبلياس Gariaelias، كـــونى Cooney، وآن An (١٩٩٢م) (١٧). أو غير مباشر لفونك Funk، آن، مـــورى، دوابى Daube (١٩٨٧م) (١٠)، باستخدام نشاط فى المستقبل. ويجب مراجعة كل حل مفترض نقدياً.

المراجع :

1- An, K.N., Himeno, S., Tsumura, H., Kawai, T. & Chao, E.Y. : (1990), Pressure distribution on articulars: Application to joint stability evaluation. Journal of Biomechanics, 23, 1013-1020.

2- An, K.N., Hui, F.C., Morrey, B.F., Linscheid, R.L. & Chao, E.Y. : (1981), Muscles across the elbow joint: A biomechanical analysis. Journal of Biomechanics, 124: 659-669.

3- An, K.N., Kaufman, K.R., & Chao, E.Y. : (1989), Physiological considerations of muscle force through the elbow joint. Journal of Biomechanics, 22, 1249-1256.

4- An, K.N., Kwak, B.M., Chao, E.Y. & Morrey, B.F. : (1984), Determination of muscle and joint forces: A new tew to solve the indeterminate problem. Transactions of the American Society of Mechanical Engineering, 106, 364-367.

5- Bean, J.C., Chaffin, D.B. & Schultz, A.B. : (1988), Biomechanical model calculations of muscle contration forces: A double linear programming method. Journal of Biomechanics, 21(1), 59-66.

6- Bran, R.A., Pedersen, D.R., & Friedrich, J.A. : (1986), The sensitivity of muscle force predictions to changes in physiological cross-sectional area. Journal of Biomechanics, 19(8), 589-596.

7- Chao, E.Y., & Rim, K. : (1973), Application of optimization principles in determining the applied moments in human leg joints during gait. Journal of Biomechanics, 6, 497-510.

8- Crowninshield, R.D. : (1978), Use of optimization techniques to predict muscle forces. Journal of Biomechanical Engineering, 100, 88-92.

9- Crowninshield, R.D., & Brand, R.A. : (1981), A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion. Journal of biomechanics, 14, 793-801.

10- Funk, D.A., An, K.N., Morrey, B.F. & Daube, J.R. : (1987), Electromyographic analysis of muscles across the elbow joint. Journal of Orthopaedic Research, 5, 529-538.

11- Gracovetsky, S., Fafan, H.F., & Lamy, C. : (1977), A mathematical model of the lumbar spine using an optimization system to control muscles and ligaments. Orthopaedic clinics of North America, 8, 135-153.

12- Kaufman, K.R., An, K.N., Litchy, W.J. & Chao, E.Y. : (1991a), Physiological prediction of muscle forces- 1. Theoretical prediction. Neuroscience, 40(3), 781-792.

13- Kaufman, K.R., An, K.N., Litchy, W.J., Chao, E.Y. : (1991b), Physiological prediction of muscle forces- II. Application to isokinetic exercise. Neuroscience, 40(3), 793-804.

14- MacConaill, M.A. : (1967), The ergonomic aspects of articular mechanics. In F.G. Evans (Ed.), Studies on the anatomy and function of bones and joints (pp.69-80), Berlin: Springer.

15- Patriarco, A.G., Mann, R.W., Simon, S.R., & Mansour, J.M. : (1981), An evaluation of the approaches of optimization models in the prediction of muscle forces during human gait. Journal of Biomechanics, 14(8), 513-525.

16- Pedotti, A., Krishnan, V.V., & Stark, L. : (1978), Optimization of muscle force sequencing in human locomotion. Mathematical biosciences, 38, 57-76.

17- Schuind, F., Garcia-Elias, M., Cooney, W.P. & An, K.N. : (1992), Flexor tendon forces: In vivo measurements. Journal of Hand Surgery, 17A, 291-298.

18- Schultz, A., Haderspeck, K., Warwick, D., & Portillo, D. : (1983), Use of lumbar trunk muscles in isometric performance of mechanically complex standing tasks. Journal of Orthopaedic Research, 1(1), 77-91.

19- Seireg, A. & Arvikar, R.J. : (1975), The prediction of muscular load bearing and joint forces in the lower extremities during walking. Journal of Biomechanics, 8, 89-102.

20- Weber, W., & Weber, E. : (1836), Mechanik der menschlichen Gehwerkzeuge (Mechanics of Human locomotion apparatus), Gottingen, Fisher-Verlag.

سادساً : أساليب الحركة الفطرية لدى الإنسان

Inherent movement patterns in man

لا يخـــتار الإنســـان بنيته- بمعنى أخر- ميراثه ممن سبقه من الجنس البشـــرى. كما أنه لا يختار أساليب حركته الأساسية لأنها أيضاً موروثة ولكن يمكن إجراء التعديل عليها وليس تغييرها من أساسها.

ولدراســـة حركة الإنسان لابد من تحديد أساليبه الأساسية (١). ويمكن تعـــريف الأســـاليب الحـــركية الأساســـية لدى الإنسان على أنها مجموعة من العناصر الحركية الموروثة مرتبة فى تتابعات زمانية مكانية. وفى عام ١٩٥٠ حاول كل من كابات Kabat ونوت Knott وفوس Voss (باحثين وممارسين فى مجـــال طـــب الأعصاب والعلاج الطبيعى) تحديد أساليب الحركة الرئيسية لـــدى الإنسان) (٢). وتركز اهتمامهم فى اثبات وإعادة اثبات النشاط الحركى الرئيسى لمرضى الجهاز العصبى العضلى. ويجب على الباحثين والممارسين تحديـــد الأســـاليب الحـــركية الرئيسية لدى الإنسان العادى قبل بلورة فكرهم العـــلاجى وأساليبهم فى التعامل مع هؤلاء المرضى. وبعد إجراء الملاحظات الموسعة على الإنسان أثناء أدائه لمختلف الأنشطة الحركية أثناء حياته اليومية يمكنهم تحديد الأساليب الرئيسية التى يعتقدون أنها تكون النسيج الأساسى أو لغة الحركة. وقد تم وصف عناصر الحركة الرئيسية فى كتب العلاج الطبيعى على أنهـــا: "أســـاليب حـــركة الكتلة" أساليب تسهيل الحركة الذاتية للجهاز العصبى العضلى (PNF)، "الأساليب الاشعاعية" وأحدث تعريف هو الأساليب القطرية أو القطـــرية اللولبية- الحلزونية" (٥). وقد اكتشف الممارسون والباحثون فى

مجـــالات: العلاج الطبيعى- العلاج بالعمل- الطب التأهيلى. أن تعليم مرضى الجهـــاز العصـــبى العضلى للأساليب القطرية يؤدى إلى نجاح إعادة تأهيلهم، وشـــفاءهم. كمـــا لوحظ أنه عندما يتعلم المرضى المقومات الرئيسية للأساليب القطرية فإنهم يتمكنون من ربط أو تغيير العناصر المختلفة زمانياً ومكانياً طبقاً للأســـلوب الحـــركى المـــراد. ويبدو وكأن هؤلاء المرضى يتعلمون من جديد مبادئ الحركة الأساسية والتى كانت قد تعطلت بسبب المرض أو الإصابة.

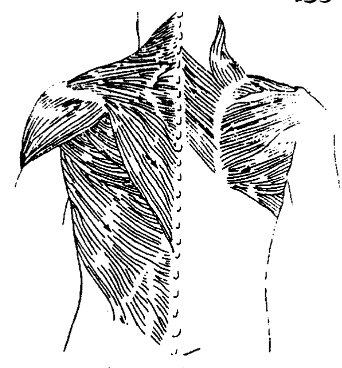
وقـــد ســـجل كل من كابات ونوث (٥) ملاحظاتهم عند متابعتهم لأداء الإنســـان الحـــركة لأنشـــطة: المشى - رمى الكرة وركلها- قطع الأخشاب- رياضـــة الجولـــف. كما لاحظ فوس فيما بعد أن التطور المرحلى للطفل- من الـــزحف عـــلى بطنه ثم الانبطاح ثم الزحف على اليدين والركبتين ثم المشى بـــبطئ ثـــم المشى ثم الجرى ثم القفز- يتكون من تركيبات لولبية، ولهذا تبدو الكثير من المهارات الحركية فى الأفلام أو الرياضات أو أنشطة الحياة اليومية وكأنها تحتوى على قاسم مشترك يمكن تسميته "القطرية". (٥)

١- النماذج القطرية للأطراف العلوية والسفلية :

Diagonal patterns of the upper and the lower extremities

إن أساليب الحركة التى حددها كل من كابات ونوث وفوس تتجه جميعاً فى اتجـــاه قطرى لولبى، كما ترتبط هذه الخصائص بالتنظيم الدائرى القطرى التشريحى والقدرات الوظيفية للنظام العضلى للهيكل العظمى (٢). إن التخطيط الطبوغرافى لأربطة العضلات محورياً وبعدياً يؤكد وجودها فى الشكل القطرى الـــتقاطعى كما هو موضح بالشكل (٤-٢١) وعلى ذلك يبدو أن الأداء الأمثل

للعضلة يحدث من خلال تقلص العضلات فى اتجاهات دائرية محورية، ونادرا مـــا تحـــدث حـــركة العضلة والمفصل فى الأسطح الرئيسية أثناء الثنى والمد والتـــبعيد والتقريب. أنظر الشكل (٤-٢١). وقد أشار نوث وفوس (٢) إلى أن هناك حركتين محوريتين للأطراف العليا والأطراف السفلية، والنماذج القطرية للأطـــراف تتكون من ثلاثة عناصر للحركة التى تحدث للوصلات القريبة أو محـــاور الحركة- الأكتاف والحوض ويشتمل كل نموذج طرفى على عناصر دورانيـــة للثـــنى والمد القريب والبعيد- الداخلية والخارجية. وتظل الوصلات الوسطية- المرفق والركبة- مستقيمة ويمكن أن تنثنى وتمد. وترتبط العناصر الـــبعيدة للحركة بالنصوص البعيدة بغض النظر عن أداء الوصلة الوسطية (٢) ويمكـــن وصـــف الأربعـــة نمـــاذج المحورية بحركات العضلات التى تحدث للوصلات البعيدة أو المحورية.



شكل (٤-٢١)

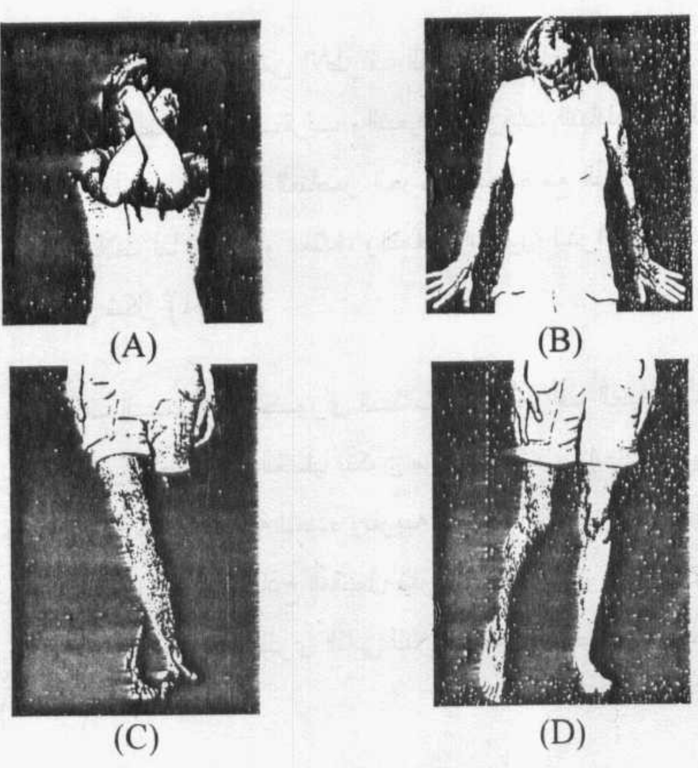
الشكل التشريحى للنظام العضلى للكتف والجذع

موضحاً به خطوط الشد العضلى

وأول نمـــوذج قطـــرى من الأطراف العلوية والسفلية يتكون من تمدد الكـــتف والفخـــذ، وعناصــــر الـــتقريب والتبعيد والحركات التبادلية فى التمدد والدوران البعيد الداخلى، وتتشابه العناصر الحركية البعيدة مع النماذج القريبة، وتكـــون الوصـــلات إما منثنية أو ممتدة، والنماذج القطرية للذراعين والساقين تبدو موضحة فى شكل (٤-٢٢).

ويختـــلف الـــنموذج المحـــورى الـــثالث فى الأطراف العليا والسفلى. فالـــنموذج الـــثانى للأطـــراف العـــليا يتكون من ثنى الكتف وإبعاده والدوران الخـــارجى مع الحركات التبادلية لتمدده وتقريبه ودورانه الداخلى، أما حركات المفاصل الإبعادية فترتبط مع نماذج المفصل القريبة ويكون الكوع إما منثنياً أو ممـــتدا. ونمـــوذج الانثـــناء القطرى الثانى للذراع وتمدده موضحة بالرسم فى الشكل (٤-٢٣).

أمـــا النموذج القطرى الثانى فيتكون من انثناء الفخذ وإبعاده ودورانه الداخلى وحركاته الانعكاسية ٠- وهى: تمدد الفخذ وتقريبه ودورانه الخارجى. هذه النماذج نراها مصورة فى الشكل (٤-٢٣)

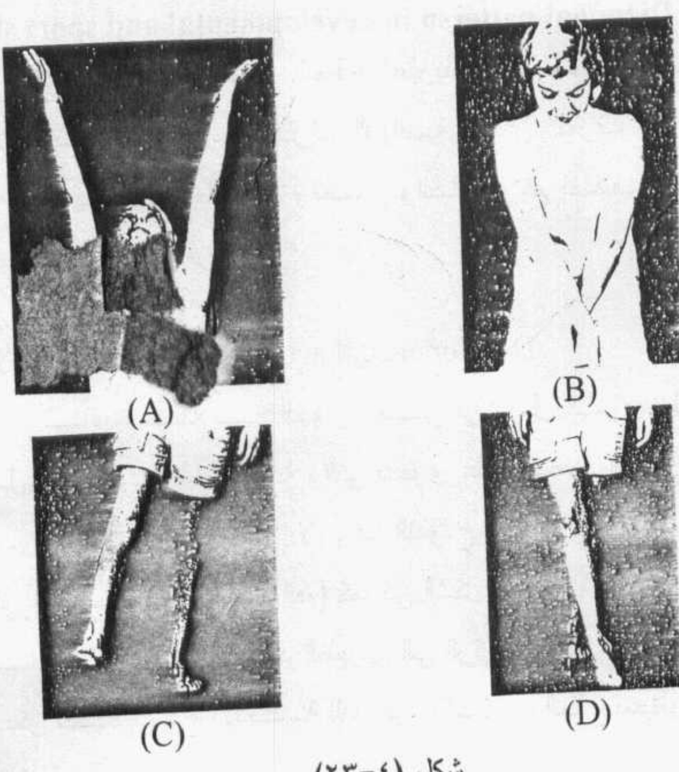


شكل (٤-٢٢)
النماذج القطرية الأولى للذراع والساق

(A) الانثناء القطرى الأول للذراع- انثناء الكتف- التقريب- الدوران الخـــارجى، (B) عناصـــر التمدد القطرى الأول للذراع- تمدد الكتف، التبعيد، الـــدوران الخارجى، (C) عناصر الانثناء القطرى الأول للساق- انثناء الفخذ- الـــتقريب- الـــدوران الخـــارجى، (D) الامتداد الأول لمركبات الفخذ المادة، والمبعدة والدوران الخارجى.

وغالباً ما يقوم نشاط كل حركة بتوظيف نماذج للحركة الانعكاسية(٢).

ويمكــن الاســتفادة مــن حــركات العضلة الانعكاسية أو التبادلية فى مختلف الأنشطة مثل: رمى الكرة- التجديف- العزف على البيانو أو الكمان- المشى- القــبض على الأشياء وتركها- وإذا لم يتم الاستفادة من الحركات التبادلية فى مختــلف الأنشطة الحركية فإن الحركات ستتأثر انعكاسياً، مؤثرة فى ذلك على القدرة والمهارة والتوافق.



شكل (٤-٢٣)

النماذج القطرية الثانية للذراع والساق

(A) عناصر الانثناء القطرى الثانى للذراع- انثناء الكتف- التقريب- الــدوران الخارجى، (B) عناصر التمدد القطرى الثانى للذراع- المد للكتف- التبعيد- الدوران الخارجى، **(C) عناصر الانثناء القطرى الثانى للساق- انثناء** الفخــذ- الــتقريب- الدوران الخارجى، **(D) المد القطرى للساق- مد الفخذ-** التبعيد- الدوران الخارجى.

٢- النماذج القطرية فى المهارات المتطورة الرياضية :

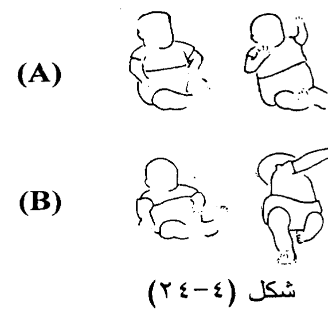
Diagonal pattersn in developmental and sport skills

هــناك الكثير من صور النماذج القطرية التى تحدث بصفة طبيعية فى كل من الأنشطة المتطورة والمهارات الرياضية. ويمكن التعرف على عناصر شبيهة لذلك فى حركات الأطفال والصغار والكبار- رغم اختلاف هذه النماذج وخصائصها المكانية والزمانية.

أ- الأنشطة المتطورة : Developmental activities

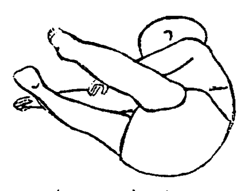
أثــناء مرحــلة نضج الجهاز العصبى فى الطفل البشرى تظهر ردود الفعــل الانعكاســية اللاإراديــة والتى تحتوى على عناصر النموذج العكسى القطــرى الأول لكى تتطور أو لا. وهذا النموذج يستخدم خلال الشهور القليلة الأولى من الحياة (من اليد إلى الفم) كما فى الشكل (٤-A٢٤). وأثناء ممارسة أوضـــاع الــتدحرج من الرقود الظهرى إلى الرقود الجانبى، ويرتبط الظهور المــبكر لهــذه النماذج الانعكاسية للذراعين والساقين والجذع بسيطرة انقباض نغمة العصب.

عند التدحرج من وضع الاستلقاء إلى وضع الانقلاب على الوجه يظهر ارتباط عناصر الانثناء الأول مع تمدد ودوران الرأس كما هو مبين فى الشكل (٤-B٢٤). وعــلى هــذا تــتكامل حركات الذراع والساق تدريجياً مع الحس المـــتزامن الذى يربط حركات الرأس والأطراف والجذع بشكل متناسق متقن ينـــتج عنه أساليب الحركة الكلية. ومع استمرار ردود الفعل الصحيحة للجسم ونضـــجها ينـــتج عـــنه أســـاليب الحركة الكلية. ومع استمرار رودود الفعل الصحيحة للجسم ونضجها يستطيع الطفل النجاح فى وضع الجلوس بثنى جذع والـــدوران مـــن وضـــع الاستلقاء على الظهر. ويرتبط أسلوب ثنى الجذع مع أسلوب التمدد القطرى الثانى للذراع كما فى الشكل (٤-٢٥). هذه الإحساسات المتزامـــنة يـــبدو وكأنهـــا فطـــرية فى التطور الإنسانى ويمكن ملاحظتها فى الثدييات العليا مثل القرد الهندى قصير الذيل.



شكل (٤-٢٤)

النماذج القطرية الأولى للأنشطة المتطورة، (A) الشهور القليلة الأولى من الحياة، (B) نماذج التدحرج



شكل (٤-٢٥)

أسلوب التدحرج لطفل عمره خمسة أشهر ونصف

مستخدماً أسلوب التمدد القطرى الثانى للذراع

وترتبط نماذج الانثناء القطرية للذراع بصفة طبيعية مع حركات التمدد للجذع والرقبة، أما نماذج التمدد القطرى فيتم استخدامها مع انثناء الجذع والرقبة. ويمكن ملاحظة هذه الأساليب فى كل من الحركات الانعكاسية البدائية وفى ردود الفعل الصحيحة للطفل. كما يمكن ملاحظة هذه الائتلافات فى البالغين الذين يؤدون نماذج الذراع القطرية الأولى على الجانبين دون أى تعليمات مسبقة لوضع الرأس والجذع. وتنفيذ حركات الذراع الانثنائية القطرية على الجانبين مع الكبار توضح ودون وعى- التمدد المحدود للجذع والرقبة. أما نماذج الذراع التمددية القطرية على الجانبين فتسبب الانثناء المتناسق للرقبة والجذع.

وتشمل المراحل التابعة لتطور الحركة والتى تؤدى إلى الاستقامة فى الوضع الرأسى- الدوران الانبطاحى مركزياً- الزحف فى وضع الانبطاح- الزحف على اليدين والركبتين- وأخيراً المشى ثم الجرى. ويمكن حدوث تداخل من مرحلة أخرى ولكن ما ذكرناه يبدو أنه المراحل الأساسية. وتحتاج كل

مرحـــلة من هذه المراحل إلى تطوير كبير فى توازن ردود الفعل والقوة فى المفصـــل القابض لمقاومة قوة الجاذبية. وخلال الشهور الأولى من حياة الطفل يمـــارس مقاومته لقوة الجاذبية فى الوضع المنبطح بتمديد الذراعين والساقين. وعندما يحدث التوالى الأخير للوضع المنبطح يحدث الزحف فى شكل دائرة أو الـــدوران كمـــا فى الشـــكل (٤-A٢٦) مـــع الارتـــباط التبادلى بين الساقين والذراعين.

وتختـــلف أســـاليب الزحف على البطن والزحف على الأرض اختلافاً كـــبيراً يعد الأهم من بين أساليب التطور الحركى. ولكن مع ذلك يمكن تحديد عناصـــر الـــنماذج اللولـــبية القطـــرية. وكما أشار كل من ميلانى كامباريتى Milani Camparetti وجيـــدونى Gidoni (٤) إلى أن ممارســـة الوضـــع الساكن (الاستاتيكى) لليدين والركبتين يتم تنظيمه عن طريق رد الفعل المتناسق فى امتداد الذراعين وانثناء القدمين مع تمدد الرأس كما فى الشكل (٤-B٢٦) والعكس.

ومع هذا يجب حدوث رد الفعل الانعكاسى المتناسق للرقبة قبل أن يبدأ الـــزحف على اليدين والركبتين طالما أن هذا الزحف هو نشاط حركى يتطلب حركة لولبية قطرية من الأطراف. ويمكن تعميم هذه الملاحظات على الأساليب المتطورة الأخرى مثل: الجلوس والمشى طالما أن هذه الأنشطة منظمة بتناسق فى مـــراحل تطورهـــا الأولى. وبعد ذلك تقوم هذه الأساليب المتناسقة باخلاء الطرق للتتابع القطرى اللولبى لأن الحركات البالغة ستبدأ فى الظهور.



شكل (٤-٢٦)

أنشطة الحركة المتوالية للوضع المنبطح فى طفل عمره خمسة أشهر ونصف (A) الزحف على البطن فى شكل دائرة أو المحور الرابط لأساليب الذراع والساق القطرية، (B) وضع اليدين والركبتين باستخدام رد الفعل الانعكاسى المتناسق مع الرقبة

والتطور فى أساليب المشى والجرى خير مثال للتطور المحورى المتناسق. وتحدث الخطوات المستقلة القليلة الأولى للطفل برفع الذراعين فى وضع انتقائى متناسق وتقدم القدمين إلى الأمام فى وضع دائرى إبعادى بدائى كما فى الشكل (٤-A٢٧) والقاعدة الأساسية للدعم فى مراحل المشى الأول توضح عدم قدرة الطفل على ردود الفعل الاتزانية فى هذا السن- والعكس من ذلك فإن الطفل الذى يبدأ المشى ولديه ثقة فى نفسه يقوم بأرجحة الذراعين بشكل متوازن مع حركة الساقين اللولبية والقطرية فى الاتجاه المشار إليه فى الشكل (٤-B٢٧). ومن المهم ملاحظة الشكل (٤-٢٨) والشكل (٤-٢٩) حيث تبدو نفس الحركات المتطورة مع التناسق والميل إلى المحورية ويظهر ذلك فى حركة الذراعين أثناء المراحل الأولى لتعلم هذه المهارات الحركية مثل ركل الكرة ورميها.

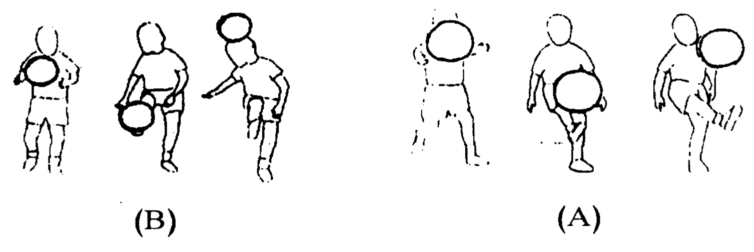


(B) (A)

شكل (٤-٢٧)

المراحل المتطورة لحركة الاعتدال

(A) طفل عمره عشرة أشهر ونصف يظهر حركات متناسقة وأسلوب دوران خارجى بدائى للساق المتباعدة أثناء المراحل الأولى للمشى، (B) طفل عمره سنتان يظهر أساليب متناسقة محورية للذراع والساق أثناء مراحل بعدية للمشى

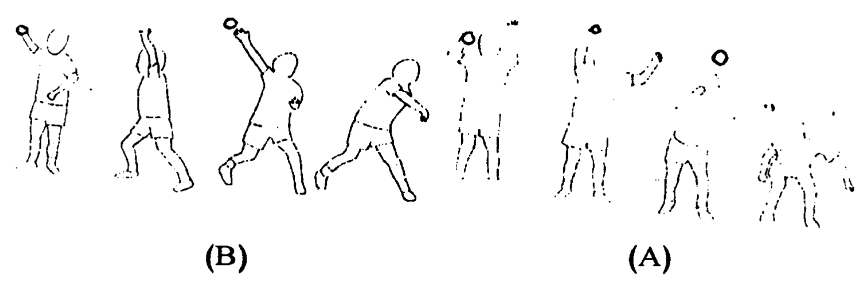


(B) (A)

شكل (٤-٢٨)

أساليب الذراع المتطورة فى ركل الكرة لنفس الطفل من ٩ أشهر : ٢ سنة، ومن ٩ أشهر : ٣ سنة

(A) المتناسقة إلى (B) المحورية.



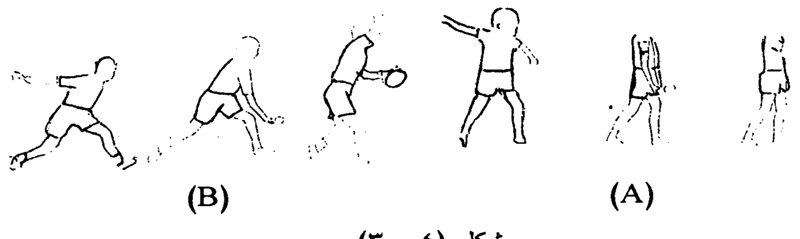
شكل (٤-٢٩)

أساليب الذراع المتطورة فى رمى الكرة لنفس الطفل من ٩ أشهر : ٢ سنة، ومن ٩ أشهر : ٣ سنة

(A) المتناسقة إلى (B) المحورية.

ب) أنشطة المهارة الرياضية : Sport skill activities

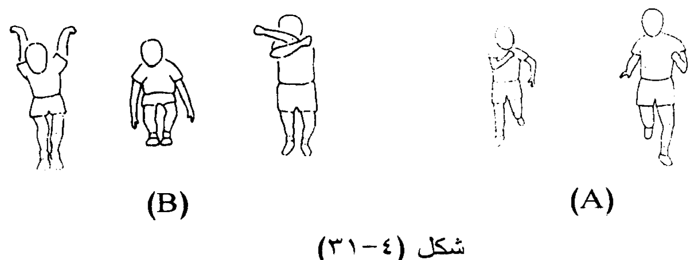
إن التقسـيم التصـنيفى لمعجـم الإنسان الحركى إلى أساليب محورية رئيسـية ليـس ملائمـاً لمجالات العلاج الطبيعى- طب الأعصاب- التطور الحـركى – ولكـن أيضـاً فى التربية الرياضية حيث أن معلومات المركبات اللولـبية يمكن أن تفيد فى تحليل تكنيك الكثير من مهارات الرياضة. ويبدو أن الأنشـطة الرياضية المستخدمة للذراع كثيراً ما تستخدم أسلوب الذراع المحور الأول. وقـد لوحظـت أفعال وتصرفات مشابهة للمفصل فى الرميات للساعد للأطفـال أثـناء الجرى والتوقف وأثناء الوثب الطويل، وجميع هذه الأنشطة موضحة بالرسم فى الشكل (٤-٣٠)، (٤-٣١).



شكل (٤-٣٠)

أساليب متشابهة للحركة الأولى المحورية للذراع مرحلة إنتاج القوة فى الرميات للساعد لطفل عمره ٥ سنوات وأربعة أشهر (A) ولبالغ (B).

ويتكون أسلوب الرمى للساعد من ردود أفعال عضلية انعكاسية. ولذلك فــإن مرحلة الأرجحة الخلفية التى لم يتم تصويرها- تتكون من أسلوب التمدد المحورى الأول ومرحلة إنتاج القوة تستخدم أسلوب الانثناء المحور الأولى.



شكل (٤-٣١)

حركات الذراع المحورية الأولى والتى يمكن ملاحظتها أثناء الجرى (A) وأثناء الوثب الطويل (B). أثناء الجرى يقوم الذراعان بأداء الأسلوب المحور الأول. أما أثناء الوثب الطويل فكلا الذراعين تؤديان نفس الأسلوب معاً.

ويمكـــن ملاحظـــة أساليب الذراع القطرية الثانية فى مراحل الأرجحة الخـــلفية وإنتاج القوة فى الأنشطة الرياضية مثل: الرميات للعضد- والذراعية الجانيـــة- القاء رمية الإرسال فى التنس- والضربة الساحقة فى كرة الريشة- ورمى الـــرمح كما فى الشكل (٤-٣٢) ومن الأمور الهامة ملاحظة أنه عندما يتم استخدام العناصر المحورية اللولبية عند تحليل الأنشطة الرياضية سنجد أن حـــركات اليـــد الأماميـــة واليد الخلفية فى لعبة التنس تبادلية فعلاً، وهى نفس الحركات المصورة فى الشكل (٤-٣٣).

(B) (A)

شكل (٤-٣٢)

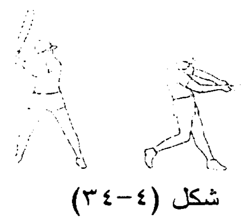
عناصر الذراع المحورية الثانية والملحوظة فى مراحل إنتاج القوة فى لعبة رمى الرمح (A) وفى لعبة كرة الريشة (B)

(B) (A)

شكل (٤-٣٣)

مرحلة إنتاج القوة لحركة الذراع الأمامية فى لعبة التنس بالاستفادة من أسلوب الانثناء المحورى الأول للذراع (A) وأثناء حركة الذراع الخلفية مستفيدة من أسلوب التمدد المحورى الأولى (B)

ويمكـــن أن تشـــترك مختلف الأساليب المحورية اللولبية فى المهارات الرياضـــية أو فى أنشـــطة الحياة اليومية. مثلاً نجد أن الارتباط بين الأسلوبين الأول والثانى المحوريين يستخدم فى لعبة الكريكيت كما فى الشكل (٤-٣٤). وأكثر من ذلك يمكن أن يشترك الأسلوبان فى الأنشطة الأخرى مثل: المشى- الجرى- ركل الكرة- التزحلق السريع- فيما عدا أن التوقيت والمدى الحركى سيختلف فى كل نشاط.



شكل (٤-٣٤)

إدماج الأسلوبين الأول والثانى المحورى للذراع فى لعبة الكريكيت. فنستخدم الذراع اليسرى أسلوب التمدد القطرى الأول بينما تستفيد الذراع اليمنى من أسلوب التمدد القطرى الثانى

وفى تعـــليم الأنشطة المختلفة تتم ملاحظة أخطاء يمكن ألا تكون أكثر من توضيح لأساليب قطرية تظهر عند تقديم أهداف حركة معينة للمتلقى مثلاً: يقـــوم لاعبى التنس المبتدئين بتوجيه الذراع المتقدمة إلى الأرض أثناء مرحلة إنـــتاج القوة لحركة اليد المتقدمة بدلاً من ترك المضرب فى المواجهة مفتوحاً حتى التصاق الكرة به. ويجب على مدرب التنس التحقق من أن توجيه الذراع المـــتقدمة إلى الأرض، ويجـــب الـــتدريب على هذا التعديل حتى تبدو الحركة طبيعية بالنسبة للمبتدئ.

وعلى ذلك يبدو أن أساليب الحركة القطرية الصليبية تشكل الأعمدة الأساسية التى تبنى عليها الحركات المتناظرة، وقد أشار ويس Weiss عام ١٩٤١م إلى أن الأساليب الأساسية للحركة يتم اكتسابها وراثياً أو فطرياً من خلال الجهاز العصبى (٦).

وطالما أن الأساليب المحورية الأربعة لكل من كابات ونوث وفوس قد تم ملاحظتها عالمياً فى الأنشطة الانعكاسية والتطورية والرياضية والأنشطة الحركية فى الحياة اليومية، يبدو أن هذه الأساليب الأساسية تكون الأساس الحركى الفطرى للإنسان.

المراجع :

1- Cooper, J.M. & Glassow, R.B. : (1972, Kinesiology, St. Louis, C.V. Mosby Co, p.(5, 6).

2- Knotto, M. & Voss, D.E. : (1968). Proprioceptive neuromuscular facilitation. New York: Harper and Row. Publishers, p.(9).

3- Hines, M. : (1942). The development and regression of reflexes. postures and progression in young macaque. contributions to embryolog. 30 (153-210).

4- Milani-Comaretti. A. & Gidoni, E.A. : (1967), routine development examination in normal and retarded children, Developmental Medicine and child Neurology, 9 (631-638).

5- Voss, D.E. : (1967), Proprioceptive neuromuscular facilitation, American Journal of Physical Medicine, 46 (838-898).

6- Weiss, P. : (1941), Self-differentiation of the basic patterns of coordination. comparative psychology Monographs. 17:4. Serial Number 88, September.

سابعاً : موضع مركز الكتلة : Mass center location

لكى يتمكن الفرد من تحديد التغيير فى مكان كتلة جسم الإنسان بالنسبة للمكان والزمان بطريقة دقيقة يتحتم عليه معرفة موضع مركز ثقل كتلة الجسم بالنســبة للأوضاع المختلفة التى يتخذها الإنسان بالإضافة إلى ضرورة معرفة عــزم القصور الذاتى للكتلة بالنسبة لمختلف الأوضاع التى يتخذها الجسم فى حالة الحركة الدورانية.

لــذا فقــد شغلت الرغبة فى التوصل إلى معرفة مركز ثقل كتلة جسم الإنسان الباحثين منــذ زمـــن بعيد، حيث قام الكثيرون منهم بوريللى Borilli (١٦٨١م) (٣)، موســو Mosso (١٩٨٤م) (١٤)، ميــر Meyer (١٨٥٣م) (١٢)، ويـــبر Weber (١٨٣٦م) (١٧)، ديمـــنى Demney (١٩٠٠م) (٨)، ريشير Recher (١٩٢١م) (١٥)، هـــاى كرافــت وشيــن Haycraft & Sheen (١٩٠٠م) (١١)، هـــارلـــس Harles (١٨٦٠م) (١٠)، ريشـــير Richer (١٩٢١م) (١٥)، شايدير Scheider (١٩٢٢م) (١٦)، برون وفيش Braun & Fischer (١٨٨٩م) (٤)، كــنول Knol، ايجيــرز Eggers عن عادل (١٩٩٧م) (١)، دى – بوزرايموند Du-Bois Reymond (١٩٠٠م) (٨)، بازلـــر Basler (١٩٢٩م) (٢)، بإجـــراء وتطوير طرق البحث المختلفة لمعرفة ذلك.

ويتطلب حساب مركز ثقل كتلة الجسم فى الحالات الديناميكية إجراءات مختــلفة أول أشـــكالها أن يكون الجسم فى حالة ثبات. عند اكتشاف مركز ثقل

كتـــلة الجســـم باستخدام لوح الاتزان كان الجسم فى وضع ثابت ومستقر على قاعدة مرتكزة ومثبتة كما فى شكل (٤-٣٥).

وطـــريقة استخدام لوحة الإتزان كانت تستهدف تحديد مركز ثقل كتلة الجســـم كله، كوحدة واحدة. بالإضافة لذلك يمكننا عن طريق معرفتنا بموضع مركـــز ثقـــل كتلة كل من أجزاء الجسم حساب مركز ثقل كتلة الجسم كله لذا تسمى هذه الإجراءات بطريقة الأجزاء أو الطريقة التحليلية.

نـــتيجة للأبحـــاث الـــتى أجريت على اجزاء جثث آدمية لتحديد مراكز ثقلها وأوزانهـــا تم التوصل فقط إلى متوسطات حسابية عامة تلخصها فى الجدول (٤-٣) التالى :

جدول (٤-٣)

الوزن النسبى لأجزاء جسم الإنسان بالنسبة لوزن الجسم كله

(عن فيشر وبراون، دمبستر Dempester)

أجزاء الجسم		فيشر وبراون (١٨٨٩م)		ديمبستر (١٩٥٥م)	
الرأس	Head	٠,٠٦٩٥	(%٦,٩٥)	٠,٠٧٩	(%٧,٩)
الجذع	Trunk	٠,٤٦٠٥	(%٤٦,٠٥)	٠,٤٨٦٠	(%٤٨,٦)
العضد	Upper arm	٠,٠٣٣٠	(%٣,٣٠)	٠,٠٢٦٥	(%٢,٦٥)
الساعد	Forearm	٠,٠٢١٠	(%٢,١٠)	٠,٠١٥٥	(%١,٥٥)
اليد	Hand	٠,١٠٨٥	(%٠,٨٥)	٠,٠٠٦٠	(%٠,٦)
الفخذ	Thigh	٠,١٠٧٥	(%١٠,٧٥)	٠,٠٩٦٥	(%٩,٦٥)
الساق	Leg	٠,٠٤٨٠	(%٤,٨٠)	٠,٠٤٥٠	(%٤,٥٠)
القدم	foot	٠,٠١٧٠	(%١,١٧)	٠,٠١٤٠	(%١,٤٠)

وتمكــن كلاوســير Clauser (١٩٦٩م) (٥) من تحديد نسبة أوزان أجزاء الجسم بالنسبة لوزن الجسم الكلى وفق الجدول (٤-٤) التالى :

جدول (٤-٤)

الوزن النسبى لأجزاء الجسم المختلفة بالنسبة لوزن الجسم كله

(عن كلاوسير)

أجزاء الجسم	الرأس	الجذع	العضد	الساعد	اليد	الفخذ	الساق	القدم
الوزن النسبى	٠,٠٧٢	[illegible]	٠,٠٢٦	٠,٠١٦	٠,٠٠٧	٠,١٠٣	٠,٠٤٣	٠,٠١٥

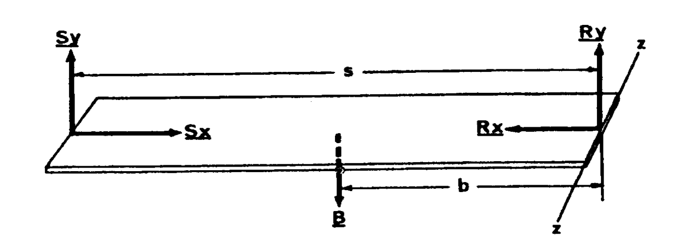
كما أمكن التوصل إلى أن مركز ثقل كتلة الأطراف تقع على محاورها الطوليــة تمامــاً بيــنما المسافة الخاصة بمركز ثقل كتلة كل عضو تؤخذ من المفصل العلوى والتى تعتبر كنصف قطر الحركة وهى فى نفس الوقت علاقة ثابــتة بالنسبة للطول الكلى للعضو كما فى شكل (٤-٣٦)، أما مركز ثقل كتلة الجــذع فإنه يقع على الجزء الموضح فى شكل (٤-٣٧) أى على المسافة بين منتصــفى الخــط الواصــل بين مفصلى الكتفين والخط الواصل بين مفصلى الفخذيــن، وفى هــذه الحالة أما بالنسبة للرأس فإن مركز ثقلها يقع خلف عظم الخابور.

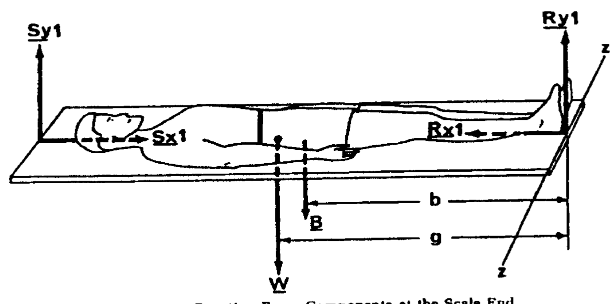
كمــا تمكــن كلاوسير من تحديد مراكز ثقل كتلة كل جزء من أجزاء جسم الإنسان بالنسبة لطول محاورها الطولية كما فى جدول (٤-٥).

جدول (٤-٥)

نسبة أنصاف أقطار مراكز ثقل كتلة كل جزء من أجزاء جسم الإنسان بالنسبة لمحاورها الطولية (عن كلاوسير)

أجزاء الجسم	نسبة أنصاف أقطار مراكز ثقل كتلة كل جزء من أجزاء الجسم على المحور الطولي لها
الرأس	٤٦,٤% عن قمة الرأس أو ٥٣,٦% من تقاطع الذقن والرقبة
الجذع	٥٢,٦% عن محور الكتف أو ٤٢,٧ عن محور المقعدة (الفخذ)
العضد	٣٨% عن محور الكتفين أو ٦٢% عن محور المرفقين
الساعد	٣٩% عن محور العضد أو ٦١% عن محور الرسغ
اليد	١٨% عن محور الرسغ أو ٨٢% عن السلامية الثالثة
الفخذ	٣٧,٢% عن محور المقعدة أو ٦٢,٨% عن محور الركبة
الساق	٣٧,١% عن محور الركبة أو ٦٢,٩% عن محور رسغ القدم
القدم	٤٤,٩% عن العقب أو ٥٥,١% عن قمة الأصبع الأطول

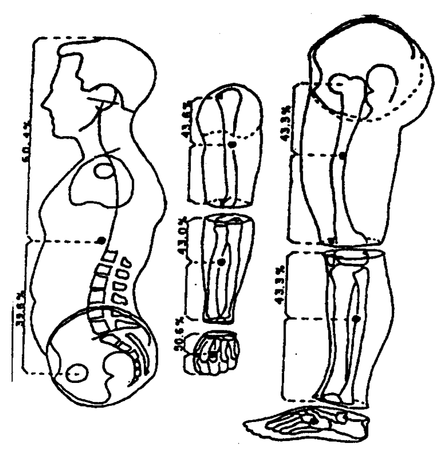




Sx, Sy Sx1, Sy1	Reaction Force Components at the Scale End
Rx, Ry Rx1, Ry1	Reaction Force Components at the Nonscale End
B	Weight of the Board
W	Weight of the Subject
s	Length of the Board between Supports
b	Distance from ZZ axis to the Line of Action of B
g	Distance from ZZ axis to the Line of Action of W

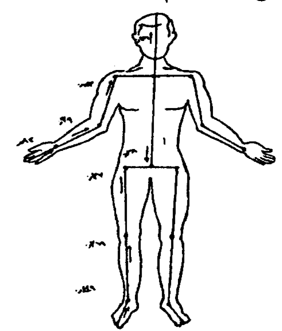
شكل (٤-٣٥)

طريقة لوح الإتزان لتحديد مركز ثقل الكتلة



شكل (٤-٣٦)

موضع مركز ثقل كتلة أجزاء الجسم بالنسبة لطول كل جزء (عن ديمبستر)



شكل (٤-٣٧)

موضع مركز ثقل كتلة كل جزء من أجزاء الجسم

بالنسبة لطول كل جزء (عن كلاوسير)

مركز ثقل الكتلة كدالة لموضع الجسم :

Mass center as a function of body position

مركز ثقل كتلة الجسم كله هو النقطة التى حولها تساوى مجموع عزوم القــوى صفر. كل جزء له وزنه (F_{seg}) الذى يتحرك مسافة (d_{seg}) عن مركز ثقل كتلة الجسم كله. كل جزء ينتج عزم حول مركز ثقل كتلة الجسم كله الذى يساوى وزن الجزء فى المسافة بينه وبين مركز كتلة الجسم.

$$T_{seg} = F_{seg} \times d_{seg}$$

مجمــوع جميع عزوم الأجزاء حول مركز ثقل كتلة الجسم كله يساوى صفر.

$$\Sigma T_{seg} = \Sigma(F_{seg} \times d_{seg}) = 0$$

لحساب موقع مركز ثقل كتلة الجسم تستخدم طريقة الأجزاء أو الطريقة التحليلية، نختار نقطة الأصل والتى حولها تحسب جميع عزوم الأجزاء. سوف تعــادل مجمــوع عزوم هذه الأجزاء حول نقطة الأصل عزم مركز ثقل كتلة الجسم كله حول هذه النقطة الأصلية. وحيث أننا نمتلك معلومات لإيجاد مجموع عزوم الأجزاء حول نقطة الأصل ونحن نعرف وزن الجسم كله، يمكننا تحديد أين يعمل وزن الجسم كله ليعادل مجموع عزوم الأجزاء.

$$T_{origin} = F_r \times d_{CG} = \Sigma (F_{seg} \times d_{seg})$$

حيث T_{origin} = العزم حول النقطة الأصلية

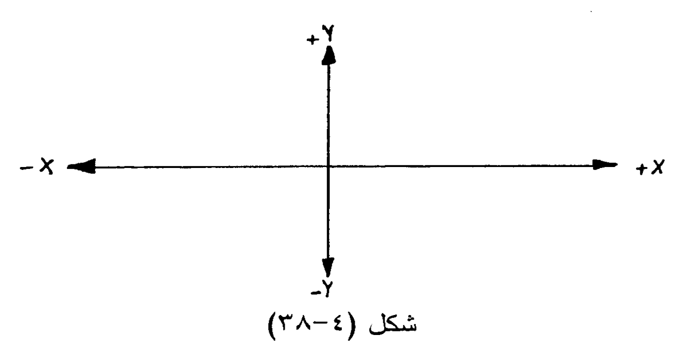
F_r = القوة الناتجة عن وزن الجسم الكلى

d_{CG} = المسافة بين مركز ثقل كتلة الجسم والنقطة الأصلية

F_{seg} = وزن العضو

d_{seg} = المسافة بين العضو ومركز ثقل كتلة العضو والنقطة الأصلية.

ولإتمـــام حســـاب تحديد مركز ثقل كتلة الجسم، من المهم ملاحظة إذا كـــانت المسافة من النقطة الأصلية إلى كل من مراكز ثقل الأعضاء موجبة أو سالبة فى نظام الإحداثيات الكرتيزية، والنقط على يمين المحور الرأسى وفوق المحـــور الأفـــقى موجـــبة والنقاط على شمال المحور الرأسى وأسفل المحور الأفقى سالبة، أنظر الشكل (٤-٣٨).



شكل (٤-٣٨)

نظام الإحداثيات الكرتيزية المرجعى لتمييز الاتجاه فى المكان

ويكـــون حساب الإحداثى x، والإحداثى y لمركز ثقل كتلة الجسم كله منفصلاً. أولاً نحدد الوضع الأفقى لمركز ثقل العضو ونحسب الإحداثى x. ثم نكـــرر الإجـــراءات بالنســـبة لحساب الإحداثى y لمركز ثقل كتلة كل عضة وبالتالى حساب إحداثى مركز ثقل كتلة الجسم كله.

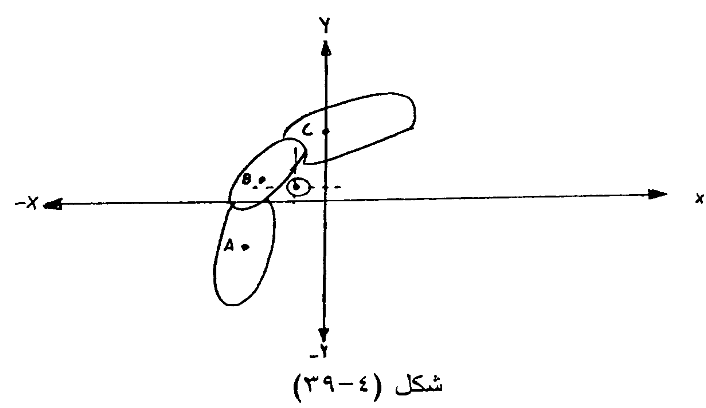
مثال : لحساب مركز ثقل كتلة الجسم.

يوضح الشكل (٤-٣٩) نظام يتكون من ثلاث حلقات حدد مركز ثقل النظام بطريقة الأجزاء أو الطريقة التحليلية.

الحـــــــــل

يجب أن نعرف وزن (F_{seg}) ووضع كل من مركز ثقل كتلة الجزء فى كلا الإحداثيين (x, y) واتجاه كل من (dx_{seg})، (dy_{seg}) :

الجزء	الوزن بالنيوتن	الإحداثى x	الإحداثى y
A	٢٥	-٢٦	-١٠
B	٥	-٢٢	+١٠
C	٢٠	صفر	+٢٩



شكل (٤-٣٩)

تحديد موضع مركز ثقل كتلة نظام مكون من ثلاثة أجزاء

تحديد الإحداثى لمركز ثقل كتلة الجسم :

١- **محصلة القوة (F_r) هى القوة الناتجة بواسطة وزن الجسم كله أو ببساطة مجموع أوزان الثلاث أجزاء :**

$$F_r = 25N. + 5 + 20N = 50\ N.$$

٢- العزم الناتج حول النقطة الأصلية وبواسطة مركز ثقل كتلة الجسم كله سوف يساوى وزن الجسم كله (F_r) فى الإحداثى (x) لمركز ثقل كتلة الجسم عن نقطة الأصل (dx_{CG}) :

$$T_{CG} = F_r * dx_{CG} = \Sigma\ T_{seg}$$

حيث أن T_{CG} = عزم مركز ثقل الجسم كله حول نقطة الأصل، F_r= وزن الجسم كله= ٥٠ نيوتن، ΣT_{CG} = مجموع عزوم الأجزاء الثلاثة حول نقطة الأصل.

٣- مجموع عزوم الأجزاء الثلاثة هو :

$$\Sigma\ T_{seg} = T_A + T_B + T_C$$

$$\Sigma\ T_{seg} = (F_A * dx_A) + (F_B * dx_B) + (F_C * dx_C)$$

حيث أن مجموع عزوم الأجزاء الثلاثة حول نقطة الأصل يساوى عزم مركز ثقل كتلة الجسم كله حول نقطة الأصل :

$$F_r * dx_{CG} = (F_A * dx_A) + (F_B * dx_B) + (F_C * dx_C)$$

٤- بناء على ما سبق :

$$50N. * dx_{CG} = (25 * -26) + (5 * -22) + (20 * 0)$$

$$dx_{CG} = \frac{-650 + 110 + 0}{50} = -15.2$$

٥- الإحداثى y لمركز ثقل كتلة الجسم للنظام يساوى :

$$F_r * dy_{CG} = (F_A * dy_A) + (F_B * dy_B) + (F_C * dy_C)$$

$$50N. * dy_{CG} = (25 * -10) + (5 * 10) + (20 * 29)$$

$$dy_{CG} = \frac{-250 + 50 + 580}{50} = 7.6$$

عـــندما نســـتخدم طريقة الأجزاء Segments method أو الطريقة التحليـــلية لحســـاب مركز ثقل كتلة الجسم، تكون F_r مساوية لمجموع أوزان الأجزاء أو الأعضاء. لتسهيل الحساب يمكننا اعتبار أن المجموع الكلى لوزن الجسم هو ١,٠ أو ١٠٠% وأن كل وزن عضو يمثل نسبة بالنسبة لهذا الوزن. فمثلاً، بالنظر فى البيانات فى الجدول (٤-٥) نسبة الرأس تساوى ٧,٣% من وزن الجســـم الكـــلى. إذا اعتبرنا أن وزن الجسم الكلى ١,٠ إذن وزن الرأس يســـاوى ٠,٠٧٣ عندما نقوم بحساب هذه الأعضاء نحن نسلم بأن F_r= ١,٠، لذلك معادلة إيجاد مركز ثقل كتلة الجسم فى الاتجاه (x) تصبح كما يلى :

$$F_r * dy_{CG} = \Sigma (F_{seg} * dy_{seg})$$

$$1.0 * dy_{CG} = \Sigma (F_{seg} * dy_{seg})$$

وفى الاتجاه الرأسى تصبح كما يلى :

$$F_r * dx_{CG} = \Sigma (F_{seg} * dx_{seg})$$

$$1.0 * dx_{CG} = \Sigma (F_{seg} * dx_{seg})$$

حيث أن :

F_r = ١٠٠% من وزن الجسم أو ١,٠

F_{seg} = نسبة وزن العضو بالنسبة لوزن الجسم الكلى

dx_{seg} = المسافة من نقطة الأصل حتى مركز ثقل كتلة العضو فى الاتجاه الأفقى

dy_{seg} = المسافة من نقطة الأصل حتى مركز ثقل كتلة العضو فى الاتجاه الرأسى

dx_{CG} = المسافة الأفقية من نقطة الأصل حتى مركز ثقل الجسم الكلى

dy_{CG} = المسافة الرأسية من نقطة الأصل حتى مركز ثقل الجسم الكلى

المراجع :

١- عادل عبد البصير على : (١٩٩٧م)، الميكانيكا الحيوية فى تكنيك الحركات الرياضية، المؤلف، (١٢٠-١٣١).

2- Basler, Adolf. : (1929), Zur physiologie des hockens, zeitschrift fur biologie 88: (523-530).

3- Borelli, G.A. : (1681), De motu animalium, Lugduni Batavorum.

4- Brown, W. & Fischer, O. : (1989), Uber den shwerpunk des menschlichen korperes, mit rucksicht auf die ausrustung des deutschen infanteristen, abhandlun gen der mathematisch-physuschen classe der konigl, sachsischen Gesellshaft der wissenschaften 26: (561-672).

5- Clauser, Charles, E., McConville, John, T., & Young, J.W. : (1969), Weight, volume and center of mass of segments of the human body, AMRL Technical Report, (69-70). Wright-Patterson Air Force Base, Ohio.

6- Demeny, G. : (1987). Etude des deplacements du centre de gravite dans le corpe de L'homme pendant les acts de la locomotion. comptes rendus. hbdomadarires des seances de L'Academic des Sciences. 105 (679-682).

7- Dempster, Wilfored, T. : (1955), Space requirements of the seated operator. WADC Technical Report, 55-159, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio.

8- DuBois-Reymond, R. : (1900), Die granzen der unters-tutzungflache bein stehen. Archiv fur Anatomie and Physiologie,23:562-564.

9- Hanavan, Ernest, R.A. : (1964), A mathematical model of the human body. AMRL Technical Report. 64-102, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio.

10- Harless, E. : (1860), Die statischen momente der menschlichen gliedmassen. Abhandlun-gen der mathemat physikalischen classe der Koeniglichen Bayerischen Akademie der Wisenschaften. 8, 69-96. 257-294.

11- Haycraft, J.B. : (1900), Animal mechanics. in E.A. Schafer (Ed.). Textbook of physiology, Edinburgh: Young J. Pentland, (228-273).

12- Meyer, Hermann : (1853), Die mechanik des kneigelenks. Archiv. Fur anatomie, Physiologie und Wissenschaftliche Medizin, 497-547.

13- Miller, Doris, I. : (1970), A computer simulation model of the airborne phase of diving, Ph.D Dissertation, Pennsylvania State University.

14- Mosso, A. : (1884), Application de la balance a l'etude de la cirulation du sang chez l'homme, Archives Italienne de Biologie, 5: 140-143.

15- Richer, P. : (1921), Nouvelle anatomie, artistique, Physiologia III: Attitudes et mouvements, Paris.

16- Scheider, W. : (1922), Untersuchungen uber die massenproportionen les menschlichen korpers. Zeitshrift fur Konstitutions Leher. 8: 259-268.

17- Weber, Wilhelm, & Weber, E. : (1836), Mechanik der menschlichen gehwerkzeuge, Gottingen.

18- Willems, E. & Swalus, R. : (1968), Apparatus for determining the center of gravity of the human body, Biomechancs I. New York: S. Karger, pp.72-77.

ثامناً : تقدير الأثقال الإضافية المستخدمة فى تمرينات المنافسة التى تستخدم الأدوات الرياضية

Estimation of additional weights used in competitive exercises which used sports instruments

تعتبر تمرينات المنافسات باستخدام أثقال إضافية من أهم الوسائل ذات الفعاليـــة فى الـــتأثير عـــلى تطويـــر كل من القدرات الخاصة بتنوع النشاط الممارس.

وهـــناك اتجـــاه يشير إلى أن الثقل الإضافى الذى يجب استخدامه فى تمرينات المنافسات بصفة عامة فى جميع الأنظمة الرياضية ينحصر ما بين ٣ % إلى ٥% مـــن وزن اللاعـــب، إلا أن هـــذا الاتجاه عند تطبيقه على بعض الأنشـــطة الجماعيـــة والفـــردية تقابلـــه مشكلة طبيعة أداء المهارات فى هذه الأنشطة، حيث أن ألعاب الكرة على سبيل المثال عند تقدير الأوزان الإضافية المستخدمة فى تمرينات المنافسة يجب الوضع فى الاعتبار أن اللاعب يتعرض عـــند أدائـــه مهـــارات ألعـــاب الكرة إلى العمل ضد مقاومة وزن الجسم كله بالإضـــافة إلى وزن الكـــرة بالنســـبة للأطراف السفلى (الرجلين) أما بالنسبة للأطـــراف العـــليا (الذراعين) تعمل ضد مقاومة وزن الذراعين + وزن الكرة (كـــأداة). كمـــا أن لاعـــب الجلة أو القرص أو الرمح يعمل ضد مقاومة وزن جسمه مضافاً إليه وزن كل من الجلة أو القرص أو الرمح على التوالى، وذلك بالنســـبة لـــلطرف السفلى (الرجلين) فى حين أنه بالنسبة للطرف العلوى يعمل ضد وزن الذراع بالإضافة لوزن الأداة سواء كانت جلة أو قرص أو رمح على التوالى.

كمـــا أن هناك أنشطة يستخدم فيها اللاعب الذراعين + الأداة (مثل كل مـــن أنشطة هوكى الميدان، هوكى الانزلاق، والبيسبول، بالإضافة إلى بعض الأنشـــطة الأخرى التى يستخدم فيها اللاعب الذراع بالإضافة للمضرب والكرة مثل التنس الأرضى، تنس الطاولة، كرة الريشة الطائرة).

لـــذا يطـــلب الأمر لحل هذه المشكلة الخاصة بتقدير الأثقال الإضافية المستخدمة فى تمرينات المنافسات فى الألعاب التى تستخدم أداة أو أكثر، وضع نمـــوذج رياضـــى يمكـــن عـــن طريقه تقدير الأثقال الإضافية المستخدمة فى تمرينات المنافسات فى تلك الألعاب.

لذلك تستهدف هذه الدراسة فى المقام الأول إلى وضع نموذج رياضى لحـــل مشكلة تقدير الأثقال الإضافية لكل من الجسم كله والأطراف المستخدمة، بطـــريقة يمكـــن تطـــبيقها بسهولة وفى إطار فنية أداء المهارات المختلفة فى الأنشطة المختلفة.

النموذج الرياضى : The Mathematical model

اعـــتمدنا فى وضع النموذج الرياضى لحساب الثقل الإضافى المستخدم فى تمريـــنات المنافسات فى الألعاب الجماعية التى تستخدم أداة أو أكثر على نسب أوزان كلاوسير وآخرون (٢) مع التسليم بما يلى :

١- يـــتكون جسم الإنسان من ١٤ وصلة هى الرأس والجذع واليد اليسرى والســـاعد الأيسر والعضد الأيسر، اليد اليمنى والساعد الأيمن والعضد

الأيمـــن، الفخـــذ الأيســـر، الساق الأيسر، القدم اليسرى، الفخذ الأيمن والساق الأيمن والقدم اليمنى.

٢- جميع وصلات جسم الإنسان متصلة ببعضها عن طريق مفاصل تسمح بتحريكها بحرية.

٣- يعتـــبر كل من الرأس مجسم بيضاوى، وأعلى وأسفل الجذع اسطوانة بيضـــاوية قائمة، واليد جسم دائرى أجوف، وباقى الأعضاء على شكل مخروط دائرى قائم.

ولتســـهيل حساب الأثقال الإضافية قسمنا وصلات الجسم وفق طبيعة أداء مهارات كل نشاط رياضى قيد الدراسة إلى النظم التالية :

النظام الأول :

يـــتكون مـــن وزن الجســـم الكـــلى، وأوزان كـــل من أعضاء الجسم (الأجزاء)، ويتم حسابها عن طريق استخدام المعادلتين التاليتين :

$$W_{Body} = \Sigma\, W_{segi} \qquad (1)$$
$$W_{segi} = W_{Body} * R_{segi} \qquad (1\text{-}a)$$

حيـــث أن W_{Body} = وزن الجسم كله، W_{segi}= وزن العضو، R_{segi}= نسبة وزن العضو بالنسبة لوزن الجسم الكلى بوحدة ثقل الكيلوجرام.

النظام الثانى :

ويتضمن حساب الثقل الذى يمثل ٣% من وزن كل من الطرف العلوى (الذراعين) والأداة (سواء كانت كرة أو مضرب أو مضرب وكرة) فى الأنشطة التى تستخدم الذراع (أو الذراعين) باستخدام المعادلة التالية :

$$W_{add.} = 3\% (W_A + W_{Im}) \quad (2)$$

حيث أن W_{add} = الوزن الإضافى الذى يمثل ٣% من مجموع وزنى كـل مــن الذراع المستخدمة والأداة، W_A= وزن الذراع المستخدمة، W_{Im}= وزن الأداة المستخدمة.

وفى حالة استخدام الذراعين وأداة تصبح المعادلة (٢) كما يلى :

$$\overline{W}_{add} = 3\% (W_A * 2) + (W_{im} * 3\%) \quad (2\text{-}a)$$

حيث أن $\overline{W}_{add}$= الوزن الإضافى الذى يمثل ٣% من أوزان كل من الذراعين + المضرب + الكرة، W_{im} = وزن المضرب + وزن الكرة.

النظام الثالث :

ويتضـــمن حســـاب الثقل الإضافى الذى يمثل ٣% من أوزان كل من الطـــرف الســـفلى (الرجـــلين) والأداة فى الأنشـــطة التى تستخدم الرجل (أو الرجلين) باستخدام المعادلة التالية :

$$\overset{*}{W}_{add} = 3\% (W_{Leg} + W_{im}) \quad (3)$$

حيث أن $\overset{*}{W}_{add}$ = الوزن الإضافى الذى يمثل ٣% من مجموع أوزان كل من الرجل المستخدمة + الكرة، W_{Leg} = وزن الرجل المستخدمة.

النظام الرابع :

يشـــتمل على حساب الثقل الإضافى الذى يمثل ٣% من أوزان كل من الطـــرفين العـــلوى والسفلى والأداة فى الأنشطة التى تستخدم الطرفين العلوى والسفلى والأداة باستخدام المعادلة التالية :

$$\overset{**}{W}_{add} = 3\% * W_{h.t.legs} + 3\% (W_A + W_{im}) \quad (4)$$

حيث أن $\overset{**}{W}_{add}$ = الوزن الإضافى الذى يمثل ٣% من مجموع أوزان الـرأس+ الجذع+ الرجلين، و٣% من مجموع وزنى الذراع المستخدم+ الكرة (الأداة).

أمثلة تطبيقية :

١- ألعاب الكرة التى تستخدم الطرف العلوى والكرة مثل (كرة اليد) :

١/١ الهدف :

تحديد الثقل الإضافى للاعب كرة يد وزنه ٦٤ ثقل كيلوجرام.

٢/١ الإجراءات :

تتبع الخطوات التالية :

١/٢/١ نحدد وزن كل من الذراعين باستخدام المعادلة (١) كما يلى :

$$W_{seg} = W_{Body} \& R_{seg} \quad (1)$$

حيث أن وزن الذراع = نسبة وزن العضد + نسبة وزن الساعد + نسبة وزن اليد

∴ نسبة وزان الذراع = ٠,٠٢٦ + ٠,٠١٦ + ٠,٠٠٧ = ٠,٠٤٩

وحيث أن وزن الجسم الكلى = ٦٤ ثقل كيلوجرام

$$\therefore W_{seg} = 64 * 0.049 = 3.136 \text{ kgm/sec}^2$$

٢/٢/١ حســاب الـثقل الإضـافى الـذى يمثل ٣% من وزن كل من الذراع المستخدم + الأداة المستخدمة باستخدام المعادلة (٢) كما يلى :

$$W_{add} = 3\% (W_A + W_{Im}) \quad (2)$$

حيــث أن وزن كــرة اليــد = ٠,٤٧٥ ثقــل كيلوجرام، وزن الذراع المستخدمة (الذراع اليسرى) يساوى ٣,١٣٦ ثقل كيلوجرام.

$$\therefore W_{add} = .03\ (3.136 + 0.475)$$
$$= 0.03 * 3.611$$
$$= 0.1083 = 0.108 kg/sec^2$$

أى أن الثقل الإضافى الذى يمثل ٣% من مجموع وزن كل من الذراع المستخدمة والكرة يساوى ٠,١٠٨ ثقل كيلوجرام تقريباً، ويوضع هذا الثقل على كــل من الذراعين حيث يستخدم اللاعب كلاً من الذراعين خلال أداء مهارات كرة اليد.

٢- فى ألعاب المضرب والكرة التى تستخدم الطرف العلوى + المضرب + الكرة كما فى هوكى الميدان :

١/٢ الهــدف : تحديــد الــثقل الإضافى للاعب هوكى الميدان وزنه ٦٤ ثقل كيلوجرام.

٢/٢ الإجراءات :

تتــبع نفــس الإجراءات فى ٢/١ مع ملاحظة أن لاعب الهوكى خلال أدائــه يقــبض عــلى المضرب بكلا اليدين معاً، لذا يوضع فى الاعتبار وزن الذراعين كوحدة واحدة فى النظام، حيث يحسب وزنهما كما يلى :

وزن الذراعين = الوزن النسبى للذراع اليسرى + الوزن النسبى للذراع اليمنى × وزن الجسم الكلى

= ٦٤ × (٠,٠٤٩ + ٠,٠٤٩)

= ٠,٠٩٨ × ٦٤ = ٦,٢٧٢ ثقل كيلوجرام

وحيث أن وزن مضرب هوكى الميدان ينحصر ما بين ٠,٣٤٠ ثقل كيلوجرام، ٠,٧٩٤ ثقل كيلوجرام، وزن كرة الهوكى ينحصر ما بين ٠,١٧٦٧ ثقل كيلوجرام، ٠,١٨٣٣ ثقل كيلوجرام.

$$\therefore \overset{*}{W}_{add} = 0.03\ (6.272 + 0.794 + 0.1833)$$
$$= 0.03 * 7.2495$$
$$= 0.217479 = 0.2180 kgm/sec^2.$$

أى أن الثقل الإضافى الذى يمثل ٣% من مجموع وزن كل من الطرف العلوى + مضرب الهوكى + كرة الهوكى (الحد الأعلى) المستخدمة يساوى ٠,٢١٨٠ ثقل كيلوجرام تقريباً.

ويوضع هذا الثقل الإضافى على كل من الذراعين.

٣- فى ألعاب الكرة التى تستخدم الطرف السفلى + الكرة كما فى كرة القدم

١/٣ الهدف :

تحديد الثقل الإضافى للاعب كرة قدم وزنه ٦٤ ثقل كيلوجرام

٢/٣ الإجراءات :

نتبع نفس الخطوات المتبع فى ٢/١ مع ملاحظة استخدام المعادلة (3) لتحديد الثقل الإضافى الذى يمثل ٣% من أوزان كل من الرجل المستخدمة+ كرة القدم :

$$\overset{**}{W}_{add} = 3\% (W_{seg} + W_{lm}) \quad (3)$$
$$= 0.03 (64 * 0.161 + 0.450)$$
$$= 0.03 (10.304 + 0.450)$$
$$= 0.03 * 10.754 = 0.32260$$
$$= 0.3230 kgm/sec^2$$

أى أن الـــثقل الإضـــافى الـــذى يمـــثل ٣% من وزن كل من الرجل المســـتخدمة + كرة القدم يساوى ٠,٣٢٣٠ ثقل كيلوجرام تقريباً، ويوضع هذا الـــثقل عـــلى كل من الرجلين حيث يستخدم لاعب كرة القدم الرجلين بالتبادل خلال أداء مهارات كرة القدم.

٤- فى الألعاب التى تستخدم الطرف السفلى والطرف العلوى بالإضافة للأداة مثل الكرة الطائرة :

١/٤ الهدف :

تحديد الثقل الإضافى للاعب كرة الطائرة الذى يزن ٦٤ ثقل كيلوجرام

٢/٤ الإجراءات :

تتبع الخطوات التالية :

١/٢/٤ نحـــدد الـــثقل الإضـــافى الذى يمثل ٣% من وزن الرأس+ الجذع + الطرف السفلى (الرجلين) باستخدام المعادلتين (١)، (٤) كما يلى :

$$W_{Body} = \sum_{i=1}^{N} W_{seg} \quad (1)$$

$$W_{h.t.legs} = (64 * 0.073) + (64 * 0.507) + (64 * 0.322)$$
$$= 4.672 + 32.448 + 20.608$$
$$= 57.728 kgm/sec^2.$$

$$\overset{***}{W} = 3\%\ W_{h.t.legs} + 3\%\ (W_A + W_{Im}) \quad (4)$$

$$3\%\ W_{h.t.\ legs} = 0.03 * 57.728$$
$$= 1.73184 = 1.7320 kgm/sec^2.$$

أى أن الثقل الإضافى الذى يمثل ٣% من مجموع وزن كل من الرأس والجــذع والرجــلين يســاوى ١,٧٣٢ ثقل كيلوجرام تقريباً، ويوزع هذا الثقل الإضافى على حزام الأثقال الإضافية أو قميص الأثقال الإضافية.

يحسب الثقل الإضافى الذى يمثل ٣% من مجموع وزن كل من الذراع والكرة الطائرة كما يلى :

$$3\%\ W_{A.\ Im} = 0.03\ (W_A + W_{Im})$$
$$= 0.03\ (3.137 + 0.280)^*$$
$$= 0.10248 = 0.1030 kgm/sec^2.$$

أى أن الثقل الإضافى الذى يمثل ٣%من مجموع أوزان كل من الذراع المســتخدم+ الكــرة ويساوى ٠,١٠٣ ثقل كيلوجرام تقريباً، ويوزع هذا الثقل الإضافى على كل من الذراعين حيث تتطلب طبيعة أداء مهارات الكرة الطائرة استبدال عمل الذراعين أو الذراعين معاً.

ويصــبح مجمــوع الثقل الإضافى الذى يمثل ٣% من مجموع أوزان الرأس والجذع والرجلين، والذراعين والكرة يساوى :

$$\overset{***}{W}_{add} = 1.7384 + 0.10248$$
$$= 1.84088 = 1.8410 kgm/sec^2.$$

* وزن الكرة الطائرة ينحصر ما بين ٠,٢٦٠ ثقل كيلوجرام، ٠,٢٨٠ ثقل كيلوجرام

المراجع :

١- عادل عبد البصير على : (١٩٩٨م)، الميكانيكـا الحيويـة والتكامل بين النظرية والتطبيق، الطبعة الثانية، مركز الكتاب للنشر، القاهرة، ص(١٤٧-١٥٢).

2- **Clauser**, Charlers, E., **McConville**, John T., **& Young**, J.W. : (1969), Weight, volume and center mass of segments of the human body, AMRL, Technical Report 69-70, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio.

الفصـــل الخامس

مبادئ البحث فى بيوميكانيكا الرياضة

Research fundamental in biomechanics of sport

أولاً : التخطيط	Planning
ثانياً : الدراسة الاستطلاعية	Pilot study
ثالثاً : الدراسة الأساسية	Main study
رابعاً : التعليق	Documentation
خامساً : التجهيزات	Instrumentations
سادساً : خطأ التجريب	Experimental error
سابعاً : التحليل الاحصائى	Statistical analysis
ثامناً : نشر النتائج	Dissemination results
تاسعاً : التقويم	Evaluation
عاشراً : الملخص	Summary

الفصـــل الخامس

مبادئ البحث فى بيوميكانيكا الرياضة

Research fundamental in biomechanics of sport

البحث عنصر ضرورى فى نشأة البيوميكانيك لكى يصبح قابل للتطبيق كفــرع من المعرفة (نظام)، وسوف تلقى زيادة فى مستويات المبادئ الأساسية والتطــبيقية، الــنظرية، ويتطــلب التوغل فى برامج البحث العناية بالتخطيط، بـــالأدوات، بالتقويم، إذا كنا نريد المساهمة بفعالية لتطوير البيوميكانيك بسرعة قياســية، بيــنما يمكن نشر المعلومات العامة لتواصل البحث، هناك حاجة إلى الاهتمام الخاص بتواصل بحث تجهزيات مشاكل البيوميكانيك فى الرياضة لذلك المناقشة المطروحة اهتمت بالتعرض لهذه الاحتياجات وتساعد بالتركيز على اظهار تأثير البحث فى ميكانيكية حركة الإنسان.

أولاً : **التخطيط** : Planning

أول خطــوة فى بحــث الــبيوميكانيك هى الحــدود التطبيقية للمشكلة لدراســتها، الخــبرة الشخصية فى التدريب، التدريس، والبحث الجيد المتشابه لدراســة حــركة الإنســان ســوف يبرز عدد من الأسئلة تتطلب بحث دلالتها الاحصــائية. هــدف الدراسة إذن ربما يكون تقسيماً نظرياً، أسس أو تطبيقات طبيعية، تعتمد على أغراض جوهرية من أجل نتائج مطلوبة.

عـــندما يتحدد هذا المستوى، يتضح الغرض وتلقى أضواء البحث على أعـــداد الغرض التجريبى. يجب تحديد حدود العوامل والانتهاء من التصميمات التجريـــبية. ويركز بعد ذلك على عدد ونوع اختيار أفراد العينة وبالمثل طرق اخـــتيارهم. ويجب التخطيط لعدد مراحل الاختيار. والحالات التطبيقية وتتابع التدريبات الفردية. تحتاج معدات مجموعة الاختبار إلى حفظها للمستقبل.

ثانياً : الدراسات الاستطلاعية : Pilot study

قـــبل إجـــراء الدراسة الرئيسية، من الممكن إجراء دراسة مصغرة أو دراســـة اســـتطلاعية، عـــادة تحدث فى حدود عدد من الأشخاص فى محاولة للـــتعرف على فعالية الإجراءات فى الدراسات العملية. اختبار البيئة الخارجية ســـوف يجهـــز تقريباً البيئة المحيطة بالأشخاص بقدر الإمكان. عندما تدرس المهارة الرياضية عند مستوى عملى، الاختبار ربما يكون بين أقل تناسق ولكن فى أكثر بيئة طبيعية محيطة للرياضة، وأيضاً أحسن حكم، صناعى معملى.

يجـــب أن يكون الباحث يقظ للعوامل مثل البراعة، والأجهزة المعملية الغريـــبة، وعمل التشويش العملى للأجهزة ورفض مساعدات البحث التى ربما تؤثـــر فى أداء الأشـــخاص، وتســـجيل البيانات، وإجراءات تحليل المتغيرات البيوميكانيكية المختارة وتجميع البيانات، وتطوير برامج الحاسب الآلى، واتمام الحسابات والتحليل الأولى للبيانات سيكون بالتفصيل. التدريب على مساعدات الـــبحث خـــلال الدراسة الاستطلاعية يساعد على التأكد من التوحيد القياسى، والاستقرار خلال التجربة الرئيسية. نتيجة للهدف الابتدائى، يكون من الممكن

تجديـــد والتخـــلص من وضع المصادر الصعبة مثل تبسيط الإجراءات، تقدير الـــزمن المطـــلوب لكـــل مراحل الدراسة الفعلية، التكلفة الكلية للشخص وعدد الأشخاص المطلوبة.

ثالثاً : الدراسة الرئيسية : Main study

يتأســـس الـــتخطيط التفصـــيلى للدراسة الرئيسية على الخبرة التى تم الحصـــول عـــليها من الدراسات الاستطلاعية. يجب أن ينصب التركيز على اعطـــاء التعـــليق، الإجـــراءات موضـــع مصـــادر الخطأ التجريبى، التحليل الاحصائى، عرض النتائج وتقويمها.

رابعاً : التعليق : Documentation

تسجيل التركيبات الخاصة لكل مرحلة من مراحل الدراسة يجب أن تعد كما فى تخطيط الإجراءات وتكون بدقة. تحفظ الدراسات اليومية خلال مواصلة الدراسة وأى تعديلات غير عادية تسجل بصفة دورية. كل معلومة ربما تظهر التيسير من أجل التجريب المستقبلى وسوف تحتاج إلى كتابة تقرير عن الهدف. والتوصية ببقاء الرسومات البيانية لمجال الاختبار. الأجهزة والأشخاص تؤخذ بينما تكون الدراسة قائمة. كلا الشرائح الملونة المستخدمة فى استعراض نتائج البحث فى المقابلات المتخصصة والأبيض والأسود المطبوعة المتضمنة أوراق النشر مطلوبة أيضاً.

خامساً : التجهيزات Instrumentation

الـــتقدم الحديـــث فى نظام التجهيزات ساهم مساهمة عظيمة فى كمية ونوعيـــة الـــبحث فى الـــبيوميكانيكا فى المجال الرياضى. قبل توظيف هدف الـــبحث، الـــباحث سوف يقوم بعمل تقويم من خلال نظم القياس الممكنة. من الممكـــن تجميع الرسم البيانى الالكترونى والمصور الشخصى للتحديد أى كان تـــركيب أو ميكانيكيـــة الجهـــاز الجديد أو المعدل، وكذلك الذى يكون مستعداً للاستخدام سوف يقابل أفضل متطلبات أهداف الدراسة. التركيز أيضاً يجب أن يهـــتم بالتكـــلفة، الدقـــة واستقرار العمليات وتسجيل المركبات، وتبسيط معدل الســـرعة، ســـهولة العمـــليات والحفظ، قابلية انتقال الجهاز إذا كانت متطلبات الدراسة تستدعى نقل الجهاز.

عـــندما يـــتم اختيار خصائص التجهيز، يصبح الباحث جاهزاً لإجراء عمليته. يجب أن تجرى معايرة الأجهزة بانتظام خلال مواصلة التجربة للتأكد من أنها معدة لأداء وظيفتها. يطبق هذا على كل من الأجهزة مثل قوة محولات الطاقـــة Force transducers، والكاميـــرات Cameras، جهـــاز التسارع Accelerometers، منصـــة القـــوة Force plate، الجنيوميـــتر الكهـــربى Electrogoniometer، جهـــاز رســـم الـــتيار الكهـــربى والعضـــلات Strobtoelectrogoniometer.

سادساً : خطأ التجريب : Experimental error

تحديـــد خطأ التجريب مهم جداً لتحديد وفصل العوامل التى تساهم فى خطأ التجريب. على سبيل المثال، نظام معايرة الأجهزة تؤكد للباحث أن الخطأ الجهـــاز يكون أقل ما يمكن. اختبار البيئة الخارجية بذاته ربما يساهم فى تغير الأداء إذا كـــانت الحالـــة المعياريـــة ليســـت ثابتة. هذا يدعوا إلى أن العناية بالتســـجيلات يجـــب أن تحفظ فى الوضع المضبوط لجهاز القياس لدرجة أنها يمكن إعادة عرضها عند الضرورة. المعاملات المرجعية لجسم الشخص يجب أن يكون مكانها ثابت ودقيق من يوم لأخر.

المطابقـــة المعياريـــة بخاصة فى الدراسات الطولية حيث يتطلب ذلك مـــنهم تكرارات متعددة لنفس الاختبار فى نفس الحالات. عند مجموعة فترات زمـــنية. القدرة على أن البيانات يجب ان تكون مضمونة فى حالة عدم اتباعها لأسس محددة عن طريق التجريب. ويمكن أن يحدث هذا بمهارة خلال مراحل الاختبار، وتحليل البيانات والتماثل فى ترجمة النتائج. بالنسبة لحالة كبر معامل ثبات الاختبار يمكن ظهوره إذا روعى الحد الأدنى لاتصال الباحثين بالعينات. يتبع نفس أساس تطبيق تحليل البيانات، عمل القياسات من فيلم تسجيل البيانات، وعمل التحليل الاحصائى.

تقويم الاختلافات فى أداء الأشخاص يمكن تقويمها فى معظم الدراسات البيوميكانيكية. وحقيقة خصائص تنوع الاختلافات يكون غالباً هام فى مساعدة المركـــبات الـــبيوميكانيكية للأداء فى الرياضة. فى معظم اللحظات يكون من المهـــم دراسة أكثر من محاولة فى اليوم وأيضاً تكرار الاختبار بالتتابع لأكثر

من مرة أو لعدة أيام متتالية وأحسن تقدير للأداء العادى يمكن تسجيله إذا كرر فى التجربة.

سابعاً : التحليل الاحصائى : Statistical analysis

الـــبحث فى معظـــم فروع المعرفة له بصمة مؤثرة عن طريق التأكد الاســـتنتاجى الاحصائية لمعالجة البيانات. التربية الرياضية أيضاً تأثرت بهذا الاتجـــاه، يجب تطوير الميكانيكا الحيوية فى الرياضة بعمل معلومات احصائية جيـــدة لـــتكون قـــادرة على قراءة وفهم المحاضرة واستخدام هذه الوسيلة فى أبحاثنا. تخدم المعالجة الاحصائية للبيانات بصفة أولية فى مساعدة الباحث فى مناقشـــته للنـــتائج، ولا يمكن تجاهلها خلال تقويم البيانات ودلالتها الاحصائية العملية.

قـــدرة معظم برامج الاختبارات الاحصائية للحاسب الآلى على امتلاك الاختصـــار الهائل للزمن المطلوب لاتمام مرحلة الحساب، ومع ذلك، استخدام الحســـاب الآلى نصـــيحة ناقصـــة حتى يفهم الباحث تماماً المعالجات النظرية ويؤديهـــا. عـــندما ندخل كمية كبيرة من البيانات فى التفاعل، بعض الحسابات ســـوف تكون مزدوجة عن طريق الحساب اليدوى لجعل نتائج الحاسب الآلى بذلك دقيقة. يمكن حدوث الأخطاء عندما تكون تركيبات المدخل دقيقة أو عندما يكـــون عرض البيانات الخام خاطئ، أو الخطأ فى قراءتها. قبل إجراء التحليل الاحصائى، ننصح بمضاهاة البيانات بتلك التى قررت فى المراجع وتفحص من موضـــع وضـــعها. الرسم البيانى اليدوى للمجموعة أو القيم المنفردة للمتوسط الحســـابى بالنســـبة لفصول التدريب أو بعض العوامل الأخرى تعطى الباحث

بعض الشعور بهذه البيانات. اختبارات الاحصاء الاستنتاجي تستخدم دائماً فى تثــبيت احــتمال تصديق حدوث الاختلافات واعتماد الكميات المستخلصة من الرسم.

اخــتيار الإجــراءات الاحصــائية للاســتخدام يتأثر بعدد أفراد العينة المشتركين فى البحث. الدراسات التى تشتمل على عدد أفراد عينة قليلة تفضل فى حالــة المدخــل فى دراسات الفحص الردئ بصورة منفصلة. ويحدث ذلك عــلى ســبيل المثال، فى الدراسات الطولية لمجموعات حركية لمهارات عالية للرياضــيين أو للأطفــال الصغار. إذا استخدمت عينة من مجموعات صغيرة ويكــون الاســتنتاج عــند إذن بطــرق الإحصاء اللابارومترى مناسبة. هذه الاختــبارات تفضل عند توزيع الحر أو اختبارات الرتب، شرحت فى المراجع مثل سيجل Seigle (١٩٥٦م). الميزة الرئيسية فى الانتفاع بالعينات الصغيرة لا تحــتاج إلى مســلمات عن التوزيع الذى أخذت فيه الدرجات. فى الدراسات التى تشتمل على مجموعة عينات، التصميم التجريبى يكون أكثر تعقيداً ويتطلب اختلاف اتباع أوامر العمل، وتأثير التدريب بالإضافة إلى أن المسببات الفردية يجب تحديدها وتؤخذ فى الحساب. هذه العوامل اعتبرت فى اختبار الثبات فى نظــام الــتجارب المعملية مناسبة فى المعالجة الاحصائية وتكون معتمدة على التصــميم التجريــبى. تفاصيل وصنف التصميمات المتنوعة وتعدد مجموعة الاختــبار الاحصــائية متاحة فى ستيل وتورى Steel & Torrie (١٩٦٠م)، ويــنر Winer (١٩٧٢م)، ريينون وهابير Runyon & Haber (١٩٧١م) ، محمد رضوان (١٩٨٩م).

ثامناً : نشر النتائج Dissemination results

يمكـــن اســـتخدام نـــتائج بحث الميكانيكا الحيوية بطرق متنوعة. فى الدراسة العملية ربما نتائج التعامل مع قليل من اللاعبين المهرة تزعج المدرس أو المدرب الذى بالتبعية يمكنه تطبيقها لاثبات الأداء الفردى لها. نتائج الدراسة العملية المحتوية على عدد كبير من الأفراد ربما تضمن استخراج فكرة عامة. وكذلـــك تنتشر عن طريق نشرها فى مجلات تكتيك التدريب والرياضة وأيضاً خـــلال عرضـــها عند عمل ورش العمل والطب التعليمى. عادة تقرر المبادئ الأوليـــة والنظرية للعمل فى المقابلات العلمية وفى مجالات البحث المقترحات التفصيليـــة. لتخطيـــط وعرض البحث نشرت عن طريق ويليامز Williams (١٩٦٥م) (٩) حيـــث أنها مسئولية مهنية فى مشاركة كمية العمل مع باحثين آخرين، البحوث المنشورة تقرأ عن طريق المهتمين بهذا الجزء الخاص بحركة الإنسان. فى معظم الأوقات البحث الثانى المغطى بنفس المادة ربما كتب بلغة غير فنية وتتضمنه مجلة متخصصة أو منشورة.

يجب أن تنصب العناية فى التركيز على إعطاء اختيار المجلة المناسبة وإعـــداد الطـــباعة. الدراســـة يجب أن تنسجم مع وضع كتابة النشر أو سوف تصـــبح شـــاذة. يجـــب مراعاة أن يؤخذ فى الاعتبار أن طريقة الكتابة تواجه بالمســـتويات العـــلمية للنشر. المقترحات الخاصة لإعداد البحث التى صيغت بواســـطة سميث ومساعديه (١٩٧١م) (٧) ربما تكون القيمة الهامة. قبل إعداد المســـودات الـــنهائية، النصيحة الكبرى أن إثنان أو ثلاثة من النقاد الجامعيين يـــراجعون الطباعة. أيضاً المسودة الأخيرة سوف تصحح عن طريق شخصين

على الأقل لتجنب أخطاء الطباعة. العدد المطلوب من المسودات الأصلية ربما عـــندئذ تصنع باستخدام الطابع النوعى. ومن تواجد امتلاك العرض مثل إعداد القوائـــم البيانية، والخط البيانى عن طريق متخصص فى الرسم البيانى. العدد الخاص للعروض ومسودة الصور الذى تحتويها النسخة المطلوبة للطبع تكون تمـــت. محـــتويات صـــفحة المـــرأة تشتمل على عنوان البحث واسم الباحث ووظيفته.

عـــدم المحافظة على مستوى البحث وجعل النتائج فى متناول الآخرين مســئولية. عملية الإعداد والحصول على الطبع يؤخذ فى الاعتبار عند النشر وتظهـــر كوسائل هامة فى تحكيم نوعية العمل. حيث أن الأبحاث السابقة عادة تحـــدث عن طريق الباحثين الخبراء فإن توصياتهم لها قيمة علمية. من خلال عمـــلية عـــرض الـــبحث، نشر نتائج البحث والتفاعل المهنى بين الأشخاص المتخصصـــين البيوميكانيكيين الرياضيين يصبحون أعضاء فى أكثر مجموعة مخلصة مهنياً.

تاسعاً : التقويم : Evaluation

ثـــبات استمرار برنامج البحث يعتمد على تأثير تقويم هدف كل بحث منفرداً بناء على معظم نتائج العمل المنتجة من تعاقب الدراسات المنظمة، وكل التى ثبتت على النتائج والخبرة السابقة للبحث توصى بضرورة العناية بأى من الصعوبات العكسية والإجراءات والنتائج السابقة عند التخطيط للبحث التالى.

عاشراً : الملخص : Summary

تطـــبيق الـــبحث البيوميكانيكى، المبادئ الأولية، والمستويات النظرية زادت بوضوح فى السنوات العشرة السابقة حيث أصبح هذا العمل أكثر تعقيداً وصـــعوبة. مـــن الضـــرورى للباحـــثين تحسين نظم أجهزتهم، والإجراءات التجريـــبية، وتســـجيل الـــبيانات، طرق التحليل، ووسائل نشر النتائج. النجاح المطـــلق لبحث الميكانيكا الحيوية (Biomechanic research) فى الرياضة ســـوف يعـــتمد كـــلية على اكتشافات وحسابات الباحثين فى استمرار جهدهم للنضال من أجل وسائل تأثيرها أكثر فى دراسة أو بحث حركة جسم الإنسان.

المراجع :

١- فؤاد البهى السيد : (١٩٧٩م)، علم النفس الاحصائى وقياس العقل البشرى، ط٣، دار الفكر العربى،(٤٧٩-٤٩٨).

٢- محمد نصر الدين رضوان : (١٩٨٩م)، الإحصـــاء اللابارومـــترى فى بحـــوث التربية الرياضية، دار الفكر العربى،(١٣٣-٢٤٥).

3- AAHPER : (1909), Research methods in health. physical education. and recreation.. Washington: AAHPER.

4- AAHPER : (1972), Research quarterly evaluative criteria. Res. Q. Amer. Assoc. Health Phys. Ed., 43,(253-266).

5- Clarke, D.H. & Clark, H.H. : (1970), Research processes in physical education, reacreation and health. Englewood Cliffs, NJ.: Prentice-Hall.

6- Myers, J.L. : (1972), Fundamentals of experimental design. 2nd ed., Boston, Mass: Allyn & Bacon.

7- Runyon, R.P., & Haper, A. : (1971), Fundamentals of behavioral statistics, 2nd ed., Reading, Mass: Addison-Wesley.

8- Siegel, S. : (1956), Non-parametric statistic for behavioral sciences, New York: McGraw- Hill.

9- Smith, O.W., Smith, P.C., Scheffers, J. & Steinmann, D. : (1971), Common errors in reports of psychological studies. Res. Q. Amer. Assoc. Health. Phys. Ed., (42, 466-470).

10- Steel, R.G.D., & Torrie, J.H. : (1960), Principles and procedures of statistics, New York: McGraw-Hill.

11- Williams, P.C. : (1965), Suggestions for speakers and standers for studies, Institute of Biology Journal, 1-8.

12- Winer, B.J. : (1972), Statistical principles in experimental design, 2nd ed., New York: McGraw-Hill.

ملحق (أ)

مراجعة حساب المثلثات Trigonometry Review

معظـــم مشاكل التحليل الحركى يدخل فيها استخدام المثلثات وبخاصة المثلث القائم الزاوية (right triangles). والمثلث قائم الزاوية هو المثلث الذى فيـــه أحـــد زواياه يساوى ٩٠ (درجة) ويكون مجموع زواياه ١٨٠ (درجة)، وأيضـــاً كل زاوية من الزاويتين الأخريتين تكون أقل من ٩٠ (درجة) وتسمى بالـــزاوية الحـــادة (Acute angle). أى زاوية تزيد عن ٩٠ (درجة) تسمى زاويـــة مـــنفرجة (Obtuse angle). إذا كان مجموع الزاويتين ٩٠(درجة) تسمى الزاوية متممة للأخرى وعلى ذلك أن كل من الزاويتين الحادتين متممة كـــل منهما للأخرى فى المثلث القائم الزاوية النسبة بين كل زوج من الأضلاع تكـــون ثابـــتة إذا كان حجم الزاوية الحادة يظل ثابت تلك النسب تسمى دوال حساب المثلثات وهى كما يلى :

$$\text{Sine A or Sin A} = \frac{\text{Side Opposite angle A}}{\text{hypoteneuse}}$$

$$\text{Cosine A or cos A} = \frac{\text{Side adjacent to angle A}}{\text{hypoteneuse}}$$

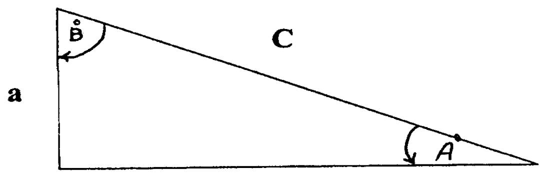
$$\text{Tangent A or tan A} = \frac{\text{Side Opposite angle A}}{\text{Side adjacent to angle A}}$$

$$\text{Cosecont A or Csc A} = \frac{\text{hypoteneuse}}{\text{Side Opposite angle A}}$$

$$\text{Secant A or Sec A} = \frac{\text{hypoteneuse}}{\text{Side adjacent to angle A}}$$

$$\text{Cotangent A or cot A} = \frac{\text{Side adjacent to angle A}}{\text{Side Opposite angle A}}$$

حيـــث أن sine A or sin A= جيـــب الزاوية (أ) أو جا الزاوية (أ)، Cosine A or cos A = جيب تمام الزاوية (أ) أو جتا الزاوية (أ)، tangent A or tan A= ظل الزاوية (أ) أو ظا الزاوية (أ)، cosecont A or csc A= قـــاطع تمـــام الزاوية (أ) أو قتا الزاوية (أ)، Secant A or Sec A = قاطع الـــزاوية (أ) أو قـــا الـــزاوية (أ)، Cotangent A or cot A= معكوس ظل الزاوية (أ) أو ظتا الزاوية (أ).



b

شكل (أ-١)

المثلث قائم الزاوية

حيـــث A= واحـــدة مـــن الزاويتين الحادتين فى المثلث القائم الزاوية والوتر أكبر ضلع ودائماً يقابل الزاوية القائمة.

$$\text{Sin A}^{o} = \frac{a}{c} \qquad \cos A^{o} = \frac{b}{c} \qquad \tan A^{o} = \frac{a}{b}$$

$$\text{Cos B}^{o} = \frac{a}{c} \qquad \sin B^{o} = \frac{b}{c} \qquad \text{Tan B}^{o} = \frac{a}{b}$$

الزاويــتان الحــادتين فى المثلث القائم الزاوية تتمم كل منهما الأخرى حيث أن مجموعهم يساوى ٩٠ (درجة). حيث أن مجموع زوايا المثلث تساوى ١٨٠ (درجـــة) دائماً وحيث أن الزاوية (C)هى الزاوية القائمة إذن الزاوية A والــزاوية B متممــتان لبعضهما. ومن الأمثلة يمكن رؤية أن جيب تمام أى زاويـــة (cosine) يعادل جيب الزاوية (sine) المتممة لها، وفى الحقيقة يلعب استخدامها الدور الرئيسى فى تحديد قيم جا (sin)، جتا (cos).

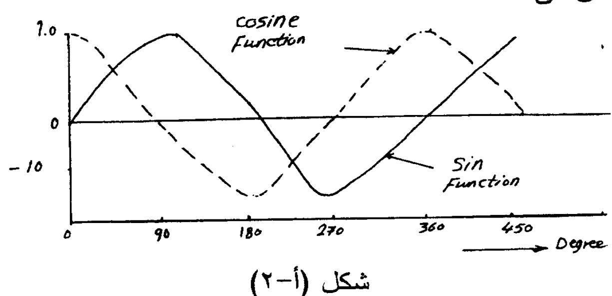
إن الدوال المثلثية الستة ثابتة بالنسبة لأى زاوية فى المثلث قائم الزاوية عــلى الــرغم مــن حجم الزاوية ، ويمكن أن تشتمل على التكوين فى الجدول (أ-١).

جدول (أ-١)

الدوال المثلثية

Degrees	*Sines*	*Cosines*	*Tangents*	*Degrees*	*Sines*	*Cosines*	*Tangents*
0	0.0000	1.0000	0.0000	46	0.7193	0.6947	1.0355
1	0.0175	0.9998	0.0175	47	0.7314	0.6820	1.0724
2	0.0349	0.9994	0.0349	48	0.7431	0.6691	1.1106
3	0.0523	0.9986	0.0524	49	0.7547	0.6561	1.1504
4	0.0698	0.9976	0.0699	50	0.7660	0.6428	1.1918
5	0.0872	0.9962	0.0875	51	0.7771	0.6293	1.2349
6	0.1045	0.9945	0.1051	52	0.7880	0.6157	1.2799
7	0.1219	0.9925	0.1228	53	0.7986	0.6018	1.3270
8	0.1392	0.9903	0.1405	54	0.8090	0.5878	1.3764
9	0.1564	0.9877	0.1584	55	0.8192	0.5736	1.4281
10	0.1736	0.9848	0.1763	56	0.8290	0.5592	1.4826
11	0.1908	0.9816	0.1944	57	0.8387	0.5446	1.5399
12	0.2079	0.9781	0.2126	58	0.8480	0.5299	1.6003
13	0.2250	0.9744	0.2309	59	0.8572	0.5150	1.6643
14	0.2419	0.9703	0.2493	60	0.8660	0.5000	1.7321
15	0.2588	0.9659	0.2679	61	0.8746	0.4848	1.8040
16	0.2756	0.9613	0.2867	62	0.8829	0.4695	1.8807
17	0.2924	0.9563	0.3057	63	0.8910	0.4540	1.9626
18	0.3090	0.9511	0.3249	64	0.8988	0.4384	2.0503
19	0.3256	0.9455	0.3443	65	0.9063	0.4226	2.1445
20	0.3420	0.9397	0.3640	66	0.9135	0.4067	2.2460
21	0.3584	0.9336	0.3839	67	0.9205	0.3907	2.3559
22	0.3746	0.9272	0.4040	68	0.9272	0.3746	2.4751
23	0.3907	0.9205	0.4245	69	0.9336	0.3584	2.6051
24	0.4067	0.9135	0.4452	70	0.9397	0.3420	2.7475
25	0.4226	0.9063	0.4663	71	0.9455	0.3256	2.9042
26	0.4384	0.8988	0.4877	72	0.9511	0.3090	3.0777
27	0.4540	0.8910	0.5095	73	0.9563	0.2924	3.2709
28	0.4695	0.8829	0.5317	74	0.9613	0.2756	3.4874
29	0.4848	0.8746	0.5543	75	0.9659	0.2588	3.7321
30	0.5000	0.8660	0.5774	76	0.9703	0.2419	4.0108
31	0.5150	0.8572	0.6009	77	0.9744	0.2250	4.3315
32	0.5299	0.8480	0.6249	78	0.9781	0.2079	4.7046
33	0.5446	0.8387	0.6494	79	0.9816	0.1908	5.1446
34	0.5592	0.8290	0.6745	80	0.9848	0.1736	5.6713
35	0.5736	0.8192	0.7002	81	0.9877	0.1564	6.3138
36	0.5878	0.8090	0.7265	82	0.9903	0.1392	7.1154
37	0.6018	0.7986	0.7536	83	0.9925	0.1219	8.1443
38	0.6157	0.7880	0.7813	84	0.9945	0.1045	9.5144
39	0.6293	0.7771	0.8098	85	0.9962	0.0872	11.43
40	0.6428	0.7660	0.8391	86	0.9976	0.0698	14.30
41	0.6561	0.7547	0.8693	87	0.9986	0.0523	19.08
42	0.6691	0.7431	0.9004	88	0.9994	0.0349	28.64
43	0.6820	0.7314	0.9325	89	0.9998	0.0175	57.29
44	0.6947	0.7193	0.9657	90	1.0000	0.0000	∞
45	0.7071	0.7071	1.0000				

لكون أن الوتر فى المثلث القائم الزاوية أطول الأضلاع إذن مقدار جا (sin)، جتا (cos) يجب أن ينحصر ما بين (-١,٠٠٠، +١,٠٠٠). بالإضافة إلى أن الظل (tangents) غير محدد، يعرض الشكل (أ-٢) شكل منحنى دوال جيب وجيب تمام الزاوية. ويعرض الشكل (أ-٢) مساعدة دوال حساب المثلثات للزوايا المنفرجة فى اختصار قيمة الزاوية الحادة المتممة لها. كذلك جيب تمام (١٨٠-α)= - جيب تمام الزاوية α، جيب (٩+α)= جيب تمام α حيث أن α هى زاوية أقل من ٩٠ْ.



شكل (أ-٢)

تمثيل بيانى للجيب وجيب التمام

العلاقـــتين اللـــتان تطـــبقان على أى مثلث أيضاً ثبت صلاحيتهما فى تحليلات الميكانيكا الحيوية. وهى قانون الجيب (Sine low)

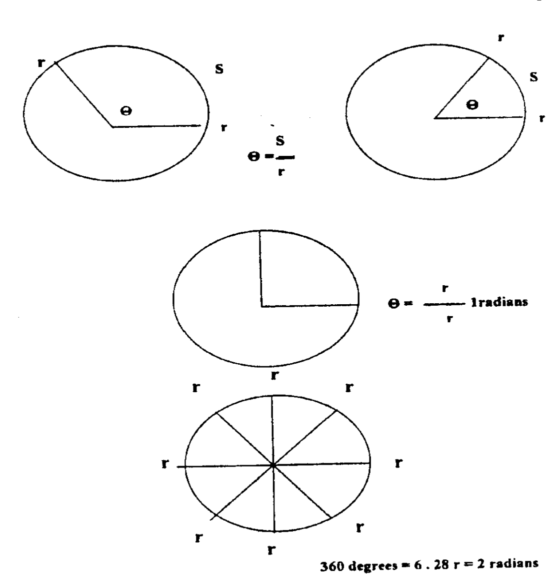
$$\frac{a}{\sin A} = \frac{b}{\sin B} = \frac{c}{\sin C}$$

وقانون جيب التمام (cosine law)

$$a = b\,c - 2b\,c\cos A$$

حيــث أن a, b, c تشــير إلى أضلاع الزاوية المقابلة c, b, a على الــتوالى. عــندما يســتخدم الحاســب الآلى الرقمى لتفاعل البيانات أو عندما البارميــترات الخطيــة والــزوايا ترتبط، الزوايا يجب أن يعبر عنها بالزاوية النصـــف قطرية بدلاً من الدرجة الستينية. قيمة أى زاوية (θ) بالتقدير الدائرى (النصف قطرى) تحسب من نسبة طول القوس (S) إلى نصف القطر (r).

$\theta = \frac{S}{r}$. أنظر الشكل (أ-٣)



شكل (أ-٣)

العلاقة بين الدرجة الستينية والتقدير الدائرى

جدول (أ-٢)

معادلة اختصار حساب المثلثات

Degrees	Sin جا	Cos جتا	Tan ظا	Cot ظتا	Sec قا	Csc قتا
-α	- sin α	+ cos α	- tan α	- cot α	+ sec α	- csc α
90* + α	+ cos α	- sin α	-cot α	- tan α	-csc α	+ sec α
90*-α	+ cos α	+ sin α	+ cot α	+ tan α	+csc α	+sec α
180*+α	- sin α	- cos α	+ tan α	+ cot α	- sec α	- csc α
180*-α	+ sin α	- cos α	- tan α	- cot α	- sec α	+ csc α
270*+α	- cos α	+ sin α	- cot α	- tan α	+ csc α	- sec α
270*-α	+ cos α	- sin α	+cot α	+ tan α	- csc α	-sec α
360*+α	+sin α	α+ cos	+cot α	+ cot α	+ sec α	+ csc α
360*-α	- Sin α	+ cos α	- tan α	- cot α	+ sec α	- csc α

حيث أن وحدة قياس نصف قطر (r)، والقوس (s) هى البوصة (in)، القدم (ft)، السنتيمتر (cm) وهكذا يمكن حذفها من خارج النسبة وكذلك اعتبار أنصـــاف الأقطـــار كمية بدون وحدة. عندما r=s، الزاوية تساوى نصف قطر واحـــد. كذلـــك ، نصف القطر الواحد يعرف كزاوية مقابلة لقوس فى الدائرة طوله يعادل نصف قطر الدائـــرة، حيث أن محيط الدائرة يعادل ٢ ط نق (2 πr) إذن :

$$2\pi \text{ radians} = 360 \text{ degrees}$$

$$1 \text{ radian} = \frac{360}{2\pi}$$

وعلاقة أخرى لها فائدة تشتمل على :

π radians = 180 degrees
π/2 radians = 90 degrees
π/3 radians = 60 degrees
π/4 radians = 45 degrees
π/6 radians = 30 degrees
1 degree = 0.017453... radians

ط = π = ٣,١٤١٥٩٢٦ = ٣,١٤٠ تقريباً.

ملحق (ب)
مبادئ جبرية أولية لكمية المتجه
Elements of vector algebra

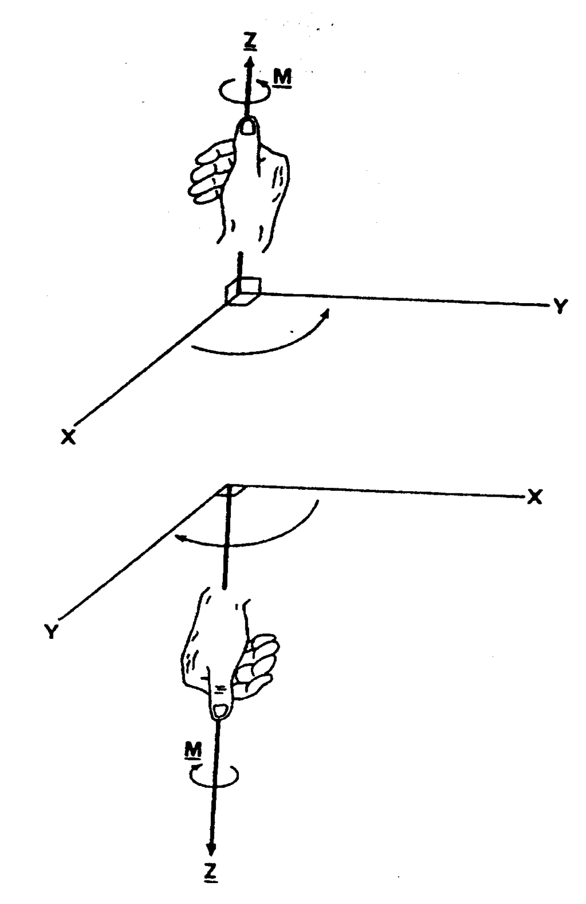
تتطلب تفاصيل تحليـــل البيوميكانيكيـــة فـــى أكثر من مستوى واحد (non-coplanar) فهم قاعدة عناصر الكمية المتجه جبرياً.

قاعدة اليد اليمنى : Right hand rule

من المألوف استخدام نظام إحداثى قاعدة اليد اليمنى فى معظم التحاليل البيوميكانيكية شكل (ب-أ). إذا كانت أصابع اليد اليمنى تلف فى اتجاه الدوران الضرورى الموجب للمحور الأفقى (x) العمودى على المحور الموجب الرأسى (y) ســوف يشــير أصبع الإبهام thumb نحو الاتجاه الموجب للمحور (z). عــرف مثل هذا الإحداثى للإطار المرجعى بمصطلــح اليــد اليمنـــى right handed.

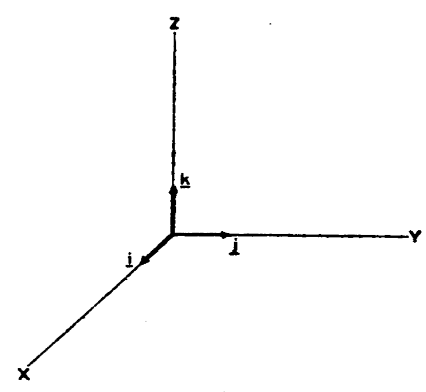
وحدة الكميات المتجهة : Unit vectors

الكميـــات المتجهة vectors، إحدى وحدات الطول استخدمت كمؤشر للاتجـــاه الخاص. المتجه k, j, i يشير إلى وحدة الكميات المتجهة مباشرة على طول المحاور z, y, x الموجبة على التوالى، شكل (ب-٢).



شكل (ب-١)

الإطارات المرجعية لإحداثيات اليد اليمنى



شكل (ب-٢)
وحدة الكميات المتجهة

توجيه الكميات المتجهة : Vectors notation

تكـــون الكميـــات المتجهة غالباً مخصصة لمصطلحات وحدة الكميات المتجهة k, j, i مع ضرب كل منها عن طريق القيمة القياسية. توجيه الكميات الموجهة فى الاتجاه الخطى من $M(M_x, M_y, M_z)$ إلى $N(N_x, N_y, N_z)$ هو

$$MN = (N_x - M_x)_i + (N_y - M_y)_j + (N_z - M_z)_k$$

إذا كـــان اتجـــاه الكمية المتجهة من N إلى M، عندئذ يجب أن تعدل المعادلة كما يلى :

$$NM = (M_x - N_x)_i + (M_y - N_y)_j + (M_z - N_z)_k$$

بإفـــتراض أن إحداثيات M, N كانت (2, 1, -2)، (5, -3, 10) على التوالى، ويكون اتجاه القيمة المتجهة من M إلى N هى :

$$MN = (5-20)_i + (-3-1)_j + (10+2)_k$$
$$= 3_i - 4_j + 12_k$$

ويمكــن حســاب مقدار MN باستخدام مصادر الأبعاد الثلاثة لنظرية فيثاغورث Phythagorean theorem :

$$MN = \sqrt{3^2 + 4^2 + 12^2} = \sqrt{169} = 13$$

، MN يمكن التعبير عنها كوحدة للكمية المتجهة كما عن طريق قسمة كل من مركباته على مقدار المتجه، حيث أن :

$$u = \frac{MN}{MN} = \frac{3_i - 4_j + 12_k}{13}$$

الجمع والطرح : Addition and subtraction

يمكــن ربــط المــتجهات عن طريق إضافة أو طرح كل من الثلاث مركبات المتعامدة the three orthogonal components، فمثلاً إذا كان

$F = Fx_i + Fy_j + Fz_k$,

$G = Gx_i + Gy_j + Gz_k$,

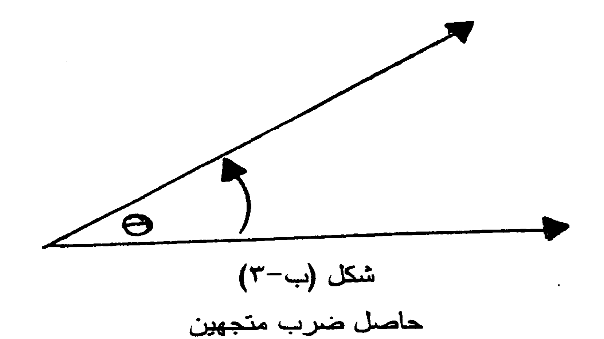
$\therefore F + G = (Fx + Gx)_i + (Fy + Gy)_j + (Fz + Gz)_k$

مقياس حاصل ضرب متجهين : Dot or scalar product

مقيــاس حاصــل ضرب متجهين هو الكمية القياسية المساوية لحاصل ضــرب مقــداري كــلا المتجهين فى جيب تمام الزاوية الصغرى المحصورة بيــنهما وعــلى ذلك إذا كان : $\|M\overleftarrow{M}\| =$ ‖، $\|N\overleftarrow{N}\| =$ ‖، θ= قياس الزاوية الكبرى بين $\overleftarrow{M}$ ، $\overleftarrow{N}$ فإن :

$$\overleftarrow{M} \odot \overleftarrow{N} = M\,N\cos\theta$$

كما فى شكل (ب-٣)



شكل (ب-٣)

حاصل ضرب متجهين

يعطى هذا اتجاه مركبة M على طول N مضروبة فى مقدار N. وهى علـــى ذلـــك حالـــة ثابتة لعملية الكمية المتجهة لتحديد العمل الذى يتساوى مع مركـــبة القـــوة فى اتجاه الإزاحة مضروباً فى الإزاحة. وحاصل ضرب (⊙) وحدة الكميات المتجهة k, j, i هى :

$$i \cdot i = (1)(1)\cos\theta = 1$$

وبالمثل :

$$j \cdot j = k \cdot k = 1$$
$$\therefore j \cdot k = (1)(1)\cos 90 = 0$$

وبالعكس

$$i \cdot j = k \cdot i = j \cdot i = i \cdot k = k \cdot j = 0$$

ويستخدم هذا التعريف لتوضيح M.N

$$M \cdot N = (Mx_i + My_j + Mz_k) \cdot (Nx_i + Ny_j + Nz_k)$$
$$= Mx\,Nx + My\,Ny + Mz\,Nz$$

القيمة المتجهة أو ناتج ضرب الطرفين : Vector or cross product

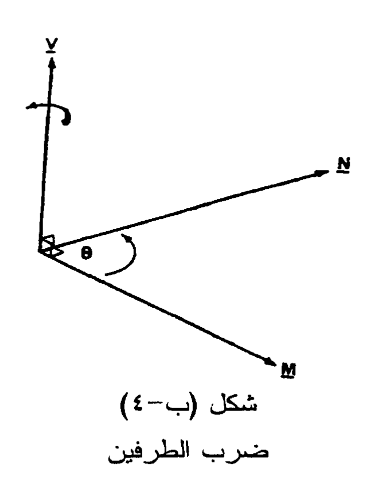
يعـــرف حاصـــل ضـــرب الطرفين لقيمتين متجهتين M, N بأنه قيمة المـــتجه v الذى يعمل فى اتجاه عمودى على مستوى نقطة تقاطع الاحداثيات الـــثلاثة المـــتعامدة للمتجهين وفقاً لقاعدة اليد اليمنى، شكل (ب-٤). مقدار v يعادل حاصل ضرب مقدارى M, N فى جيب الزاوية بينهما.

وحدة حاصل ضرب الطرفين لقيم المتجهات k, j, i تكون :

$i \times i = (1)(1) \sin \theta = 0$	$j \times j = 0$	$k \times k = 0$
$i \times j = k$	$j \times k = i$	$k \times i = j$
$j \times i = -k$	$k \times j = -i$	$i \times k = -j$

ويمكـــن استخدام هذا التعريف لحاصل ضرب الطرفين $M \odot N$ فى توضيح :

$$M \odot N = (Mx_i + My_j + Mz_k) \,.\, (Nx_i + Ny_j + Nz_k)$$
$$= Mx\,Ny_k - Mx\,Nz_j - My\,Nx_k + My\,Nz_i + Mz\,Nx_j - Mz\,Ny_i$$
$$= (My\,Nz - Mz\,Ny)_i)\,(Mz\,Nx - Mx\,Nz)_j + (Mx\,Ny - My\,Nx)_k$$



شكل (ب-٤)
ضرب الطرفين

هذه العلاقة يمكن أن تكون أكثر بساطة فى شكل مصفوفة :

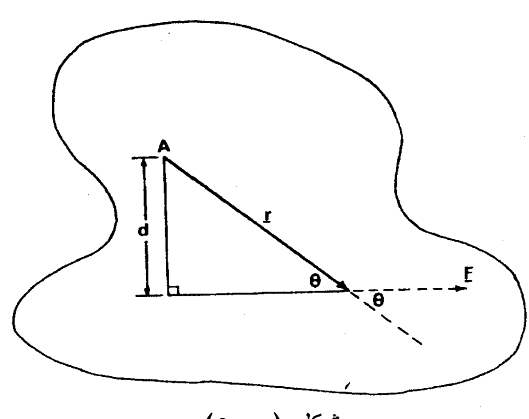
$$M \times N = \begin{vmatrix} i & j & k \\ Mx & My & Mz \\ Nx & Ny & Nz \end{vmatrix}$$

عزم القوة حول أى نقطة : Moment of about a point

حاصل ضرب القيمة المتجهة $\overleftarrow{F} \times \overleftarrow{r}$ تعبر عن عزم القوة F حول اى نقطـــة الـــتى فيهـــا r المســـافة المتجهة العمودية على خط عمل القوة F. كلا المقداريـــن والاتجـــاهين لـــلعزم يمكـــن الحصول عليهما عن طريق توضيح المصفوفة التالية :

$$r \times F = \begin{bmatrix} i & j & k \\ r_x & r_y & r_z \\ F_x & F_y & F_z \end{bmatrix}$$

يوضـــح الشـــكل (ب-٥) مثال فى مستوى واحد، لمقدار عزم القوة F حـــول الـــنقطة A وهو يعادل مقدار القوة مضروباً فى المسافة العمودية على خط عملها d، وبواسطة حساب المثلثات يمكن رؤية ما يلى :



شكل (ب-٥)

عزم القوة حول أى نقطة

$$d = r \sin \theta$$

ويمكن القول أن المقدار :

$$r \times F = r\,F \times \sin \theta = F\,r \sin \theta$$

عزم القوة حول أى محور : Moment of a force about axis

يستخدم حاصل ضرب الكميات القياسية الثلاثة فى تحديد عزم القوة F حـــول أى محـــور جزئى N. يجب أولاً أن يوضح المحور شكل وحدة القوة المتجهة. إذن عزم القوة F حول المحور N تكون r x F x N حيث أن r هى أى وضـــع يـــربط القيمـــة المتجهة F, N مباشرة نحو F. وتحدد الثلاث قيم القياسية بحاصل ضربها كما يلى :

$$r \times F \, . \, N = \begin{bmatrix} rx & ry & rz \\ Fx & Fy & Fz \\ Nx & Ny & Nz \end{bmatrix}$$

ويكـــون حاصل ضرب القيم القياسية الثلاثة هو حاصل ضرب نقطة قيمـــتى المـــتجهين، والـــتى إحداهما يكون حاصل ضربها مع الأخريتين. فى حســـاب عـــزم القوة حول المحور، حاصل ضرب الثلاث قيم القياسية تعطى مركبة الدوران فى اتجاه المحور الخاص.

أمثلة : Examples

نســـتعرض الأمثـــلة التالية لبعض قواعد مفاهيم الكمية المتجهة جبرياً والتى يتطلبها التحليل البيوميكانيكى.

المعطيـــات : قوة ١٠٠ باوند تمر خلال النقطة D(1,2,3) و E(12, 10, 10) واتجهت من D إلى E. كانت الإحداثيات بالياردة.

المطـــلوب : عزم القوة بالنسبة للمحور المار بـــ G(-12, -6, -1)، H(-20, 10, -3). اتجاه المحور من G إلى H.

الحـــــــــــــــــــل

(١) نوضح القوة فى شكل متجه.

(أ) اتجاه القوة.

$$DE = (10-1)_i + (10-3)_j + (12-5)_k$$
$$= 9_i + 7_j + 7_k$$

(ب) نوضح القوة كمتجه :

$$u = \frac{9_i + 7_j + 7_k}{\sqrt{9^2 + 7^2 + 7^2}} = \frac{1}{\sqrt{179}}(9_i + 7_i + 7_i)$$

(جـــ) أضرب وحدة المتجه فى مقدار القوة لتحديد متجه القوة :

$$F = \frac{100}{\sqrt{179}}(9_i + 7_j + 7_k)$$

وكذلك إحداثيات القوة فى الاتجاهات المتعامدة هى :

$$Fx = \frac{900}{\sqrt{179}} \qquad Fy = \frac{700}{\sqrt{179}} \qquad Fz = \frac{700}{\sqrt{179}}$$

٢-حساب وضع القيمة المتجه r المتصلة بالمحور وفى اتجاه خط عمل القوة F

(أ) مـــن الإمكانـــات المختلفة المناسبة، عادة HE, HD, GE, GD، والقيمة المتجهة GD عادة تختار :

$$r = (1+1)_i + (3+6)_j + (5+12)_k$$
$$= 2_i + 9_j + 17_k$$

٣- يوضح المحور فى شكل وحدة القيمة المتجهة

أ-

$$GH = (-3+1)_i + (-10+6)_j + (-20+12)_k$$
$$= -2_i - 4_j - 8_k$$

ب- حيث أن وحدة القيمة المتجهة، N

$$N = \frac{-2_i + -4_j + -8_k}{\sqrt{2^2 + 4^2 + 8^2}} = \frac{1}{\sqrt{84}}(-2_i - 4_j - 8_k)$$

(جـــ) اســتخدم حاصـــل ضرب الثلاث قيم القياسية لتحديد عزم القوة حول المحور

$$M = r \times F.N$$

$$= \frac{1}{\sqrt{84}} * \frac{100}{\sqrt{179}} \begin{vmatrix} 2 & 9 & 17 \\ 9 & 7 & 7 \\ -2 & -4 & -8 \end{vmatrix}$$

$$= \frac{100}{\sqrt{84}\sqrt{179}} (2(-56+28) -9(-72+14) +17(-36+14)$$

$$= \frac{100}{9.165 * 13.379} (-2*28+9*58-17*22)$$

$$= \frac{9200}{122.62} = 75.03 \text{ pound - inches.}$$

ملحق (جـ)

تهذيب البيانات فى البيوميكانيك

Data Smoothing in biomechanics

يهـــتم الباحثون فى البيوميكانيك غالبا بتفاضل البيانات التجريبية- قيم الإزاحة التى حصلنا عليها من الفيلم أو الجنيوميتر تشكل أساس حساب السرعة والعجـــلة. تـــلك المـــتغيرات الكينماتيكية الهامة هى المشتقات الأولى والثانية للإزاحة بالنسبة للزمن. حيث أن كل مشتقة تمثل انحدار المنحنى السابق الشاد فى الدالة الأصلية بحسب تكبير خارج التناسب كدوال فرعية

ويكـــون من الصعب تقدير جميع مصادر الخطأ من النتائج التجريبية الحاصـــلين عـــليها. ومع ذلك، تكنيك تمهيد المنحنى أو تهذيب البيانات يجب تطبيقه كمحاولة لتعويض عدم الدقة والاقتراب من الدالة الحقيقية*.

ربما تستخدم كلا الطرق اليدوية أو الحاسب الآلى الرقمى لهذا الغرض وطـــريقة الحاسب الآلى الرقمى هى الأكثر انتشارا حيث أنه يوجد العديد من البرامج لأداء الحسابات الضرورية فوريا، بموضوعية وبدقة.

---

* لمـــزيد مـــن المعـــلومات حـــول شـــرح نظريات تلك الطرق، يطلع القارئ على كتب Numerical analyis.

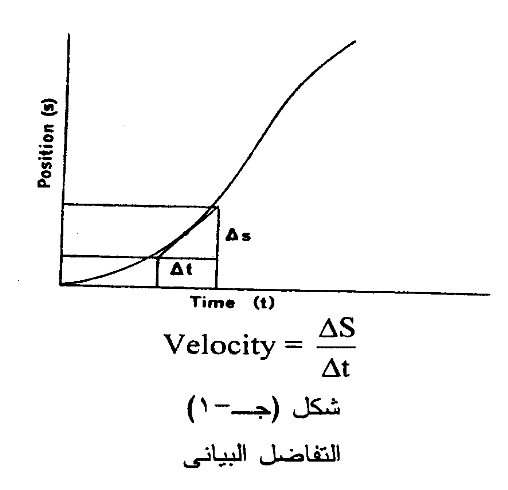
الطريقة اليدوية : Manual method

الطـــريقة اليدويـــة لتهذيب البيانات الخام للاقتراب من المنحنى. أولاً نوضع القيم الخام المقابلة للزمن. وعندئذ نرسم منحنى التهذيب ماراً من خلال معظـــم الـــنقاط الممكنة. ربما تستخدم مسطرة المنحنى French curve لهذا الغرض. الخطوة التالية هى تحويل المماسات إلى منحنى عند الفترات الزمنية البيـــنية المتســـاوية (شكل جــ-١). عن طريق التحديد، سوف يملس المماس بالصـــبط المنحنى عند النقطة المأخودة ولا يلغيها. يمكن حساب خط الانحدار من مقياس الانحراف المناسب على ورقة الرسم البيانى.

$$\text{Slope} = \frac{\text{Change in position}}{\text{change in time}} = \text{velocity}$$

$$\text{الانحدار (الميل)} = \frac{\text{التغير فى الوضع}}{\text{التغير فى الزمن}} = \text{السرعة}$$

توقـــع إذن الســـرعة مقـــابل للزمن على الرسم البيانى الثانى ونرسم المنحـــنى الممهد ويشمل معظمها بقدر الإمكان. وللتأكد من دقة النتائج، يمكن تكامل دالة السرعة- الزمن بيانيا بتحديد المساحة تحت المنحنى ومقارنة تطابق الـــتكامل مع الإزاحة فيلكيل Felkel (١٩٥١م). وبنفس الأسلوب يمكن متابعة الحصول على بيانات العجلة من منحنى السرعة- الزمن. هذه الطريقة البيانية بالإضافة إلى أنها تكون إلى حد ما مستهلكة للزمن وتتطلب شخصاً مدرباً جيداً على إنجاز النتائج الصادقة إلا أن الخبير يسهل توالى اعاقة إعادة أفضل تمثيل للمنحنى.



$$Velocity = \frac{\Delta S}{\Delta t}$$

شكل (جـ-١)

التفاضل البيانى

التفاضلات المحدودة : Finite differences

طــرق التفاضـــلات المحدودة المؤسسة على مجموعات تفكك تايلور Taylor، أعــدت معادلـــة لحساب المشتقات الأولى والثانية والأعلى للدوال، وضـــع كــل مـــن James، سميث Smith، ولفورد Wolford (١٩٦٤م). تكـنيكات تقريـبية حيــث استفادوا من بيانات النقاط على كلا الجانبين للنقطة الواحدة. فمثلاً معادلة حساب المشتقة الأولى x_i كدالة للزمن (velocity) هى:

$$x'_i = \frac{x_{i+1} - x_{i-1}}{2(\Delta t)}$$

والمشتقة الثانية لـ x_i بالنسبة للزمن (العجلة acceleration) هى :

$$x''_i = \frac{x_{i+1} - x_{i-1}}{(\Delta t)^2}$$

حيث أن x_i = النقطة الخاصة

x_{i+1} = النقطة على يمين النقطة x_i

x_{i-1} = النقطة على شمال النقطة x_i

Δt = الفترة الزمنية البينية بين نقطتين

خـــلال هذه الطريقة من الضرورة لاستخدام تقدم المشتقة الأولى عند البداية حيث لا بيانات متاحة يسار النقطة الأولى :

$$x'_i = \frac{x_{i+1} - x_i}{(\Delta t)}$$

$$x''_i = \frac{x_{i+2} - x_{i+1} + x_i}{(\Delta t)^2}$$

وبالمثل يجب استخدام معادلا التفضل الأول العكسية عند النهاية :

$$x'_i = \frac{x_i - x_{i-1}}{(\Delta t)}$$

$$x''_i = \frac{x_i - 2x_{i-1} + x_{i-2}}{(\Delta t)^2}$$

معادلة التقدم الثانية، والتفاضل المركزى والعكس تستخدم لنقطتين على كل جانب لـــx_i لإيضاح أكثر لتأثير التهذيب ومعادلات التفاضل التقدمية وهى:

$$x'_i = \frac{-x_{i+2} + 4x_{i+1} - 3x_i}{2(\Delta t)}$$

$$x''_i = \frac{-x_{i+3} + 4x_{i+2} - 5x_{i+1} + 2x_i}{(\Delta t)^2}$$

معادلات التفاضل المركزية الثانية وهى :

$$x'_i = \frac{-x_{i+2} + 8x_{i+1} - 8x_{i-1} + x_{i-2}}{12(\Delta t)}$$

$$x''_i = \frac{-x_{i+2} + 16x_{i+1} - 30x_i + 16x_{i-1} - x_{i-2}}{12(\Delta t)^2}$$

ومعادلات التفاضل العكسية الثاية وهى :

$$x'_i = \frac{3x_i - 4x_{i-1} + x_{i-2}}{2(\Delta t)}$$

$$x''_i = \frac{2x_i - 5x_{i-1} + 4x_{i-2} - x_{i-2}}{(\Delta t)^2}$$

أيضـــاً برامج الحاسب الآلى الرقمية المتنوعة مناسبة لحساب استخدام مـــبادئ التفاضــــل المحدود. هذه الطريقة ربما لا تجهز التهذيب الوافى الملائم للتغيير المفاجئ للأخطاء فى البيانات المسجلة.

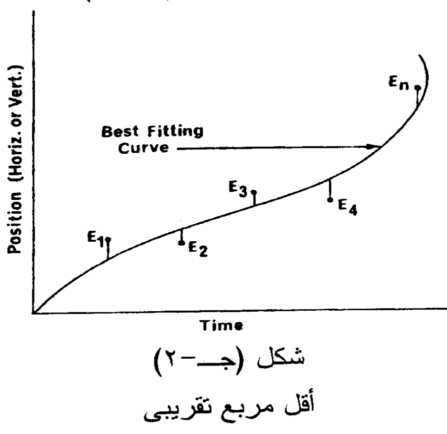
طرق بيانية – رقمية : Grapho-numerical method

الطـــرق البيانية الرقمية تتركب من أفضل خصائص تكنيكات التفاضل المحدود واليدوى فيكليت Fleket (١٩٥١م)، بيانات الوضع مبدئياً تمهد يدوياً، وعـــندئذ يشـــير هـــذا الإنجاز لقيم الوضع إلى "أفضل حدود" "Best-fitting" للمنحنى وتستخدم فى معاملات التفاضل المحدود لحساب السرعة والعجلة.

أقل مربع تقريبى : Least square approximations

من المرغوب فيه غالباً إيضاح العلاقة بين المتغيرات كمعادلات نظرية. وتستخدم البيانات الخام كأساس لاشتقاق كل معادلة وتصبح المشكلة هى اختبار الدالة المناسبة. ربما تجهز طريقة أقل تربيع كحل مناسب.

تعتبر أى مجموعة نقاط للبيانات التى تمثل الوضع كدالة بالنسبة للزمن. أيضاً أى عدد من المعادلات متعددة الحدود المعطاة بأى درجة يمكن تقود إلى هذه العلاقة التقريبية، ويكون هناك أفضل منحنى محدود واحد والذى فيه أدنى مجموع لمربع الانحرافات ، شكل (جـ-٢).



شكل (جـ-٢)

أقل مربع تقريبى

تتطلب أول درجة متعددة الحدود نقطتين للبيانات تكون فى خط مستقيم، وثانى درجة متعددة الحدود تمثل بمنحنى متكافئ. وثالث درجة متعددة الحدود تعادل المنحنى التكعيبى. اعطاء العدد النونى (ن) من نقاط البيانات،

(ن-١) لدرجة متعدد الحدود سوف تجهز حد تام للمسار خلال كل النقاط (ن). فى معظم الحالات، ومع ذلك، يكون استخدام الموضوعية كخفض درجة تعدد الحدود ممكن.

سـوف يقدر خطأ أقل تربيع تجهيز بعض التوجيهات فى اختيار درجة احـتمال تمثيل البيانات وإنتاج كمية معينة للتهذيب بدون غموض حقيقى تجاه البيانات. هذه الطريقة تعد أحد وسائل موضوعية المنحنى المناسب ولا تتطلب تسـاوى مـدى نقاط البيانات. برامج الحاسب الآلى متعددة وقادرة على إنتاج معـادلات أقـل تربيع من البيانات الخام. توالى تفاضل الوضع- وتعدد حدود الزمن للحصول على السرعة والعجلة يكون بإنتاج تقدم- الاستقامة.

المراجع :

1- Felkle, E.O. : (1951), Determination of acceleration from displacement. Time data, prosthetic devices research project series 11. Issue 16. Institute of Engineering Research. University of California, Berkeley.

2- James, M.L.; Smith, G.M. & Wolford, J.C. : (1964), Analogy and digital computer methods in engineering analysis. Scranton: International Textbook Company.

3- Spiegel, M.R. : (1961), Theory and problems of statistics, New York: McGraw-Hill.

4- Widule, G.J. & Gossard, D.C. : (1971), Data modeling techniques in cinematographic research, Res. Q. Amer. Assoc. Health Phys. Ed., 42 9103-111).

ملحق (د)
العدسات Lenses

تعقيـــد ونوعية العدسات متنوعة الانتشار. يفترض إهمال سمكها عند تمثيلها بيانياً بنقطة منفردة تشير إلى مركزها. لذلك، المسافات من العدسة إلى الصورة ومن العدسة إلى الهدف المصور تقاس من هذه النقطة. كل عدسة لها محور أساسى (بصرى) والذى تقريباً يكون متماثل- عندما تدخل أشعة الضوء من مسافة بعيدة (بالتقريب اللانهائية) فى عدسة مجمعة بسيطة، تعكس الأشعة للداخل وتقطع المحور البصرى عند أى نقطة معروفة كبؤرة أساسية. إذن يحدد البعد البؤرى لكل عدسة بالمسافة من مركز العدسة إلى البؤرة الأساسية.

تركيب العدسات، الذى عادة تصحح اقلال التشويه، لها سمك لا يمكن التغاضى عنه. وبالتبعية يجب قياس كل من المسافة بين العدسة والهدف، وبين العدســـة والصـــورة، أولاً أو من أمام النقطة العقدية وثانياً أو من خلف النقطة العقدية على التوالى، وذلك من مركز العدسة. تأثير البعد البؤرى للعدسة يقاس فيمـــا بيـــن خـــلف البؤرة الأساسية والنقطة العقدية الثانية أو فيما بين البؤرة الأساسية والنقطة العقدية الأولى. تحصل على نفس النتيجة من كلا الطريقتين.

عـــلى أى حال التغاضى عن التركيب البسيط أو المعقد للعدسة يناقش بتطبيقات العلاقة التالية :

$$\frac{1}{u} + \frac{1}{v} = \frac{1}{f}$$

حيــث أن u= المســافة بين العدسة والهدف، v= المسافة بين العدسة والصــورة، f= الــبعد الــبؤرى أو تأثير البعد البؤرى. ونود التنويه إلى أن خصــائص تصــنيع الــبعد البؤرى، التى تظهر ضخمة وتطبق عندما تكون الأهــداف بؤريــة عند ما لانهاية، تكون فقط دقيقة من خلال نسبة ±٤% من القيمة الحقيقية (Focal Encyclopedia of Photography) (١٩٦٩م).

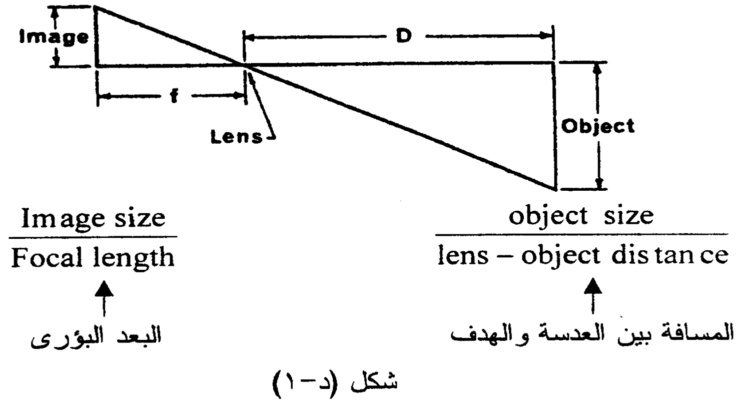
عند اختيار أى عدسة من أجل إجراء عملية التصوير الخاصة أول ما يفكر فيه الباحث هو البحث عن البعد البؤرى للعدسة. سوف يقوده فهم المبادئ الأساســية للبصــريات إلى عمل الإعداد للاختيار. فى الأمثلة المعروضة فيما يــلى، عرضت العدسة البسيطة وبعدها البؤرى مع التسليم بتعادل المسافة بين العدسة والصورة. كذلك نفس المفاهيم تطبق فى نظام العدسة المركبة.

يعــرض الشكل (د-١) انتقال الأشعة الضوئية من الهدف (O) خلال مركــز العدســة. تعــطى المسافة بين العدسة والهدف (I) عن طريق الطول الــبؤرى (f) بينما خصصت المسافة بين العدسة - الهدف برمز (D) المثلثان على يمين ويسار العدسة متشابهان. لذلك اشتقت المعادلة التالية :

$$\frac{I}{f} = \frac{O}{D}$$

$$I = \frac{O * f}{D} \text{ and } O = \frac{I * D}{f}$$

ويلاحـــظ أنه عن طريق زيادة البعد البؤرى يمكن زيادة حجم الصـورة عـــند ثبات المتغيرات الأخرى. إذا اعتبرنا O تمثل اتساع التصوير فإننا نجد أيضاً أنه كلما زاد البعد البؤرى قل اتساع مجال التصوير، شكل (د-١).

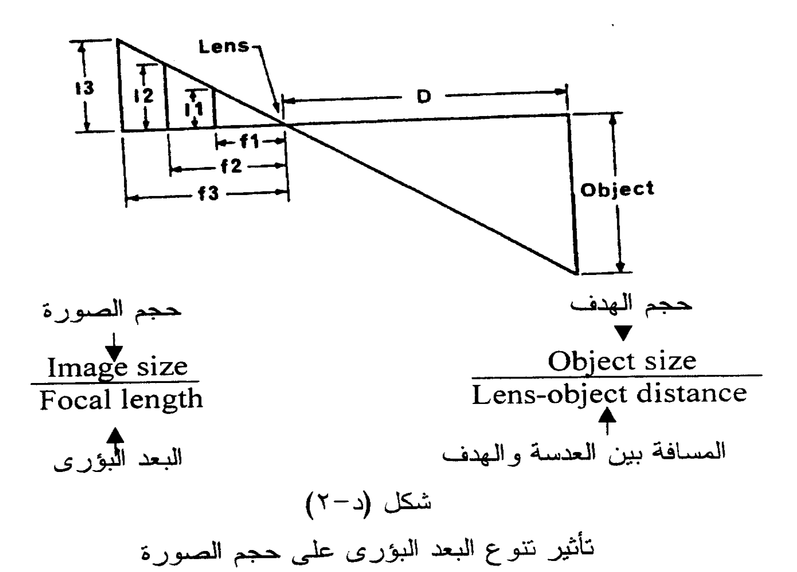


شكل (د-١)

تأثير تنوع البعد البؤرى على حجم الصورة

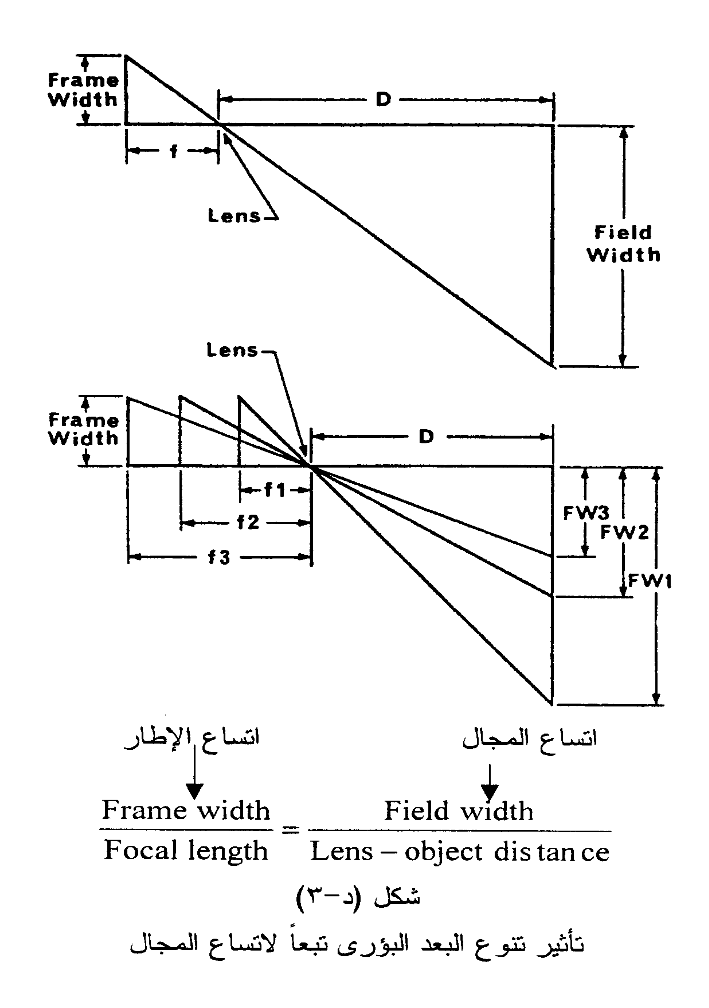
لذلـــك، بالنسبة لاعطاء مسافة بين العدسة - الهدف، اتساع الزاوية أو قصـــر الـــبعد الـــبؤرى للعدسة (١٣مم إلى ١٧مم) ستصور بأكبر مجال من التصـــوير من بعد أو ببعد بؤرى طويل للعدسة (٥٠مم أو أكثر). لتغطية نفس المجال من خلال ٢٥مم (البعد البؤرى العادى) وبعدسة ٥٠مم، كاميرا التصوير بالعدسة ٥٠مم سوف توضع على بعد ضعف المسافة خلف الهدف.

عـــندما تؤخـــذ البيانات الكمية من الفيلم، من المهم أن تكون الصورة كـــبيرة بقدر الإمكان بالنسبة للإطار. وهذه يمكن انجازها بصورة أفضل عن طـــريق استخدام بعد بؤرى طويل للعدسة. قبل التصوير الحقيقى، يمكن تقدير حجـــم الصورة من معلومات البعد البؤرى، مسافة بين العدسة والهدف، وحجم الهدف، وبشرط التكبير عن طريق عاكس الصور المستخدم فى التحليل.



شكل (د-٢)

تأثير تنوع البعد البؤرى على حجم الصورة



$$\frac{\text{Frame width}}{\text{Focal length}} = \frac{\text{Field width}}{\text{Lens} - \text{object distance}}$$

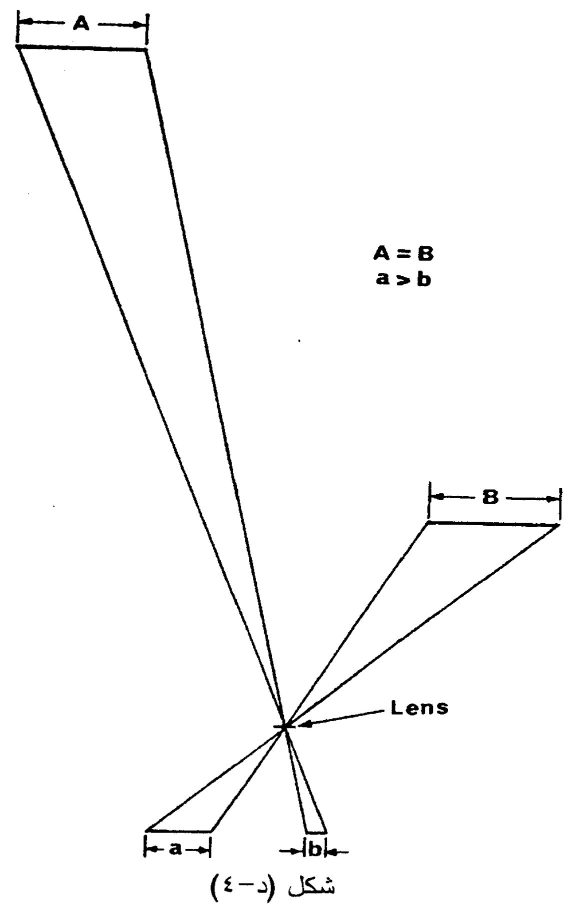
شكل (د-٣)

تأثير تنوع البعد البؤرى تبعاً لاتساع المجال

أنـــه أيضاً من المرغوب فيه تقليل خطا الرسم المنظوري الذى يحدث عـــندما يخرج خط جزء من الجسم أو الأداة الرياضية عن مستوى التصوير. عـــادة، صـــورة الـــذراع أو الرجل القريبة من الكاميرا سوف تكون أكبر من الطـــرف المطابق لها فى الجانب العكسى المستوى للجسم وأيضاً ربما يتماثل ذلك فى الحياة الحقيقية، شكل (د-٣)، هذا النوع من الخطأ يظهر أيضاً عندما يكـــون العضـــو بزاوية مع مستوى التصوير ومن هنا يظهر أقصر من عندما يكـــون قائم بالضبط على المستوى. أيضاً الخطأ لا يمكن تقديره تماماً، ويمكن اقلالـــه عـــن طـــريق وضع الكاميرا بعيد بقدر الإمكان خلفاً من المؤدى بقدر المســـتطاع، جـــدول (د-١)، شكل (د-٤) زيادة المسافة بين العدسة والهدف سوف لا تصاحب بأى فقد فى حجم الصورة المتجهزة على طول البعد البؤرى للعدسة المستخدمة. ويجب ملاحظة أن العكس شائع فى الحياة، الحركات التى تـــؤدى فى أى مكـــان فى المســـتوى المختار للتصوير العمودى على المحور البصرى للكاميرا سوف لا يوجد خطأ منظورى فى الهدف، شكل (د-٤).

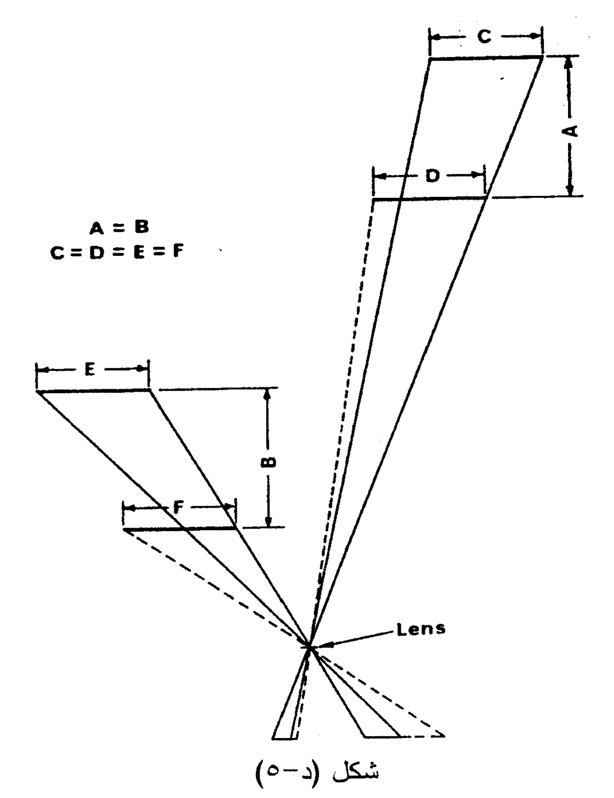
خطـــأ الاختلاف المنظرى، الذى يعزى إلى ظهور تناقض فى موضع هدفيـــن، يحـــدث عـــندما الهدفين يلاحظان من نقطتين مختلفتين. مثل الخطأ التجريـــبى عـــندما لا تجهـــز الكاميرا من خلال رؤية انعكاس ضوء العدسة. كنـــتيجة، رؤيـــة أوضاع الأهداف تماماً عن طريق العدسة وفتح وغلق شباك الرؤية ليس متماثل. عند تجاوز المسافة بين العدسة والهدف ستة أقدام أو سبعة أقدام، مع ذلك، هذا التناقض غير جاد (1969)، Focal encyclopedia of photography فى التصوير السينمائى، ومع ذلك خطأ الخلاف المنظرى لا

يحـــتاج إلى تعـــليق الـــباحث حيث تعامل مع نسبة كبر المسافات بين العدسة والهـــدف. يمكن استثناء التصوير بتوقيت أو كرونوسكوب عند مدى غلق. فى هـــذه الحالـــة الاحتياط واجب بالتأكيد على أن الهدف حقيقة يشتمل عليه مجال التصوير.



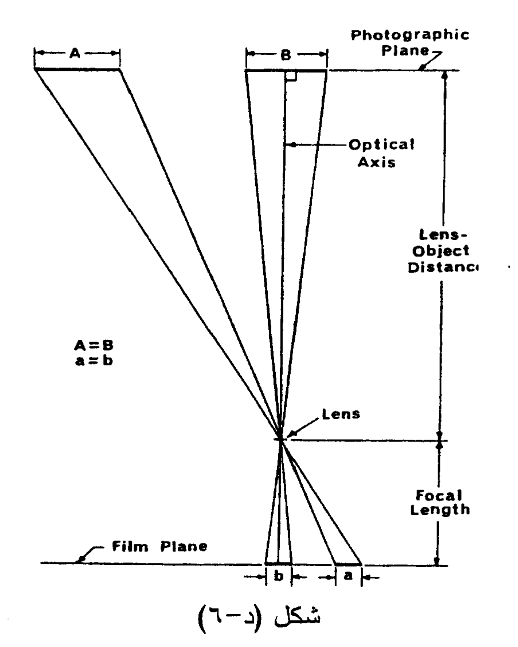
شكل (د-٤)

العلاقة العكسية بين حجم الصورة والمسافة بين العدسة- الهدف



شكل (د-٥)

تقليل الخطأ النسبى من خلال زيادة المسافة بين الهدف والعدسة



شكل (د-٦)

توليد تعادل حجم صور الفيلم عن طريق تعادل الأبعاد فى أى مكان فى المستوى، عند التعامد على المحور البصرى

فى معظم الكاميرات مقاس ١٦مم، العدسات يمكن تبادلها لتتناسب مع تجهيزات الحالة التجريبية العمودية. الكاميرات ٢٥مم ربما الأكثر انتشاراً فى الاستخدام فى أبحاث الميكانيكا الحيوية. وهى تجهز مجال حوالى ١٦ قدم، عندما توضع الكاميرا على مسافة ٤٠ قدم من الهدف. بينما أطول بعد بؤرى للعدسات مرغوب. يستخدم عامة لاكتساب مسافة بين العدسة والهدف تتجاوز

٦٠ قـدم. أيضـاً مـن المحتمل أن هذا سوف يلائم عند التصوير فى خارج الصـالات. وربما أنها غير ملائمة فى الصالات أو حمام السباحة. التقريب أو مـتغير طـول بعـد العدسة ربما تلائم حمل هذا القياس. فى الماضى، تقريب العدسات يعتبر أدنى درجة بسبب تمثيل التشويش عند أوضاع معينة من خلال مدى التقريب.

جدول (د-١)

العلاقة العكسية بين الخطأ المنظورى والمسافة بين الهدف والعدسة

$$I = \frac{O*F}{D}$$

حجم الهدف O (Ft)	البعد البؤرى F (mm)	البعد بين الكاميرا والهدف D (Ft)	صورة الفيلم I (mm)
١٠	١٥	١٥	١٠
١٠	١٥	١٦	٩,٣٨
١٠	٤٥	٤٥	١٠
١٠	٤٥	٤٦	٩,٧٨
١٠	٩٠	٩٠	١٠
١٠	٩٠	٩١	٩,٨٩

الآن أفضل نوعية للعدسات متماثلة، مع ذلك، هذه لا تمثل مشكلة كما فيما سبق. فى جميع الأحوال، العدسات عالية النوعية سوف توظف لدرجة أن الانحـرافات يمكن تقليلها إلى الحد الأدنى. بالإضافة إلى البعد البؤرى، تشير خاصية العدسات إلى المقدرة على تحويل الضوء.

ملحق (هـ)

أسئلة عامة فى التحليل البيوميكانيكى لحركات جسم الإنسان

أولاً : أسئلة الفصل الأول :

١- اشرح باختصار ما يلى :

أ- مفهوم التحليل البيوميكانيكى.

ب- مبادئ التحليل البيوميكانيكى.

٢- ماذا يعنى اصطلاح "النظم" فى محتوى البيوميكانيك ؟

٣- اشرح باختصار مايلى :

أ- الوزن. ب- رد الفعل. جـ- الاحتكاك

٤- العضلات هى المحرك الداخلى والمسبب للحركات الانسيابية الهادفة.

ناقش العبارة السابقة فى إطار ما يلى :

أ- محصلة عزوم القوة العضلية.

ب- التمثيل البيانى للجسم الحر فى حالة فصل أجزاء الجسم.

٥- أكمل ما يلى :

أ- تكون قوة......... نتيجة لاصطدام .... أو أكثر.

ب- فى الرياضة يحدث .... عندما تضرب كرة .... بالمضرب أو كرة الجولف ....

جـ- تمثل قوة .... على الرسم البيانى الحر بوضع .... بجانب .... الممثل لاتجاه الحركة

د- حسب قاعدة .... يتناسب حجم قوة .... مع وزن .... المزاح.

٦- "تتأثر بعض الأنشطة الرياضية بمقاومة الموائع والبعض الأخر تهمل مقاومة المواضع عند تحليلها"

ناقش العبارة السابقة فى إطار ما يلى :

أ- تحليل القوة المبذولة حول الجسم أو الشئ عن طريق المائع.

ب- العوامل المؤثرة على مقاومة المائع.

ثانياً : **أسئلة الفصل الثانى** :

١- "التحليل البيوميكانيكى ليس له نمط جامد حيث يرتبط إلى حد كبير بظروف إجرائه، وبمدى توافر الأجهزة والمعدات اللازمة له".

ناقش العبارة السابقة.

٢- "تهتم الديناميكا بالفرد فى الحركة وربما امتدت لتشمل الأدوات التى يتعامل معها باليد أو يقذفها، وربما تفحص ديناميكية المهارات الرياضية من نقطة الوقوف فى ثلاث مستويات".

ناقش العبارة السابقة فى إطار ما يلى :

أ- التحليل الزمنى. ب- التحليل الكينماتيكى.

جـ- التحليل الكيناتيكى.

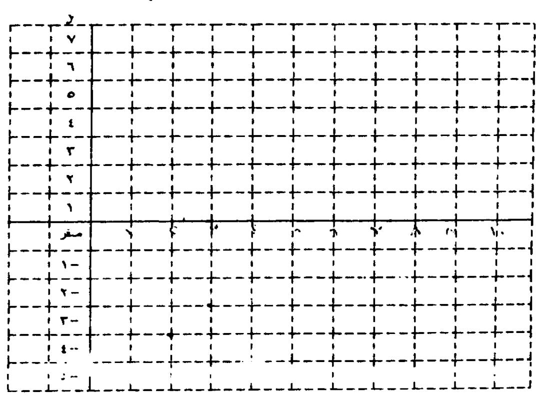
٣- اشرح تقسيم الحركة.

٤- اشرح كيف يمكن حساب الإزاحة الخطية والسرعة والعجلة لأى نقطة على أى عضو للجسم من البيانات الأساسية لوصف ميكانيكا الأداء.

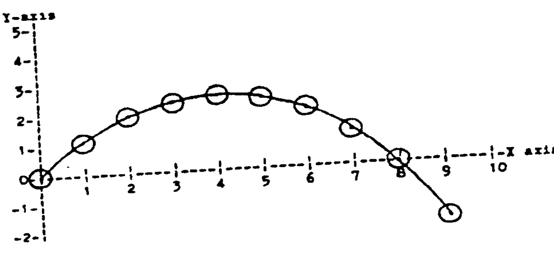
٥- اشرح الخطوات التى يجب اتباعها بصفة مبدئية كمدخل لحل مشاكل الكيناتيكا المنفردة.

٦- ضع النقاط التالية على نظام الاحداثى (y, x). (-٢، -٣)، (-١,٥، ١,٠)، (٠,٠، ٢,٠)، (١,٤، -٢,٣)، (٦,٤، ٠,٠)، (٩,٥، -٤,١) ثــم وصـــل النقاط برسم الخطوط البيانية باستخدام المسطرة.

٧- إذا انتقل مركز ثقل كتلة جسم العداء من النقطة (٢,٢، ٢,٠) إلى النقطة (٦,٤، ١,٨) مـــا هى الإزاحـــة الأفقيـــة إذا كان مقياس الرسم ١سم: ٠,٨متر؟ (ملحوظة: اعتبر أن الاتجاه هو الاتجاه الأفقى فقط)

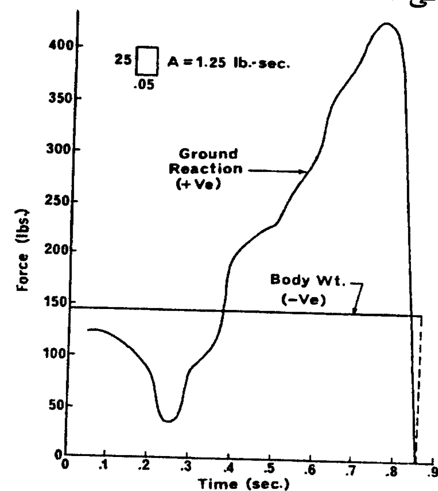


٨- ارســم منحنى السرعة اللحظية كدالة بالنسبة للزمن فى كل من الاتجاهين الرأسى، الأفقى باستخدام مسار مركز ثقل الكرة الموضح فى الشكل التالى:



٩- وثـــب لاعب وزنه ٧٠٠ نيوتن لأعلى وكانت قوة رد فعله ١٩٠٠ نيوتن، أوجد مقدار عجلة مركز ثقل كتلته لحظة الدفع؟

١٠- احســب منحـــنى الدفع كدالة بالنسبة للوزن من منحنى القوة دالة بالنسبة للزمن فى الشكل التالى :



١١- أذكر الإجراءات التى يجب اتخاذها لإنجاز مشتملات التمثيل البيانى الحر للجسم ولتسهيل عملية الحاسب الآلى وتحليل البيانات.

١٢- "فى دفـــع الجـــلة، ارتفاع الرمى عند الانطلاق يرتبط مباشرة بالمسافة الأفقية المنجزة للجلة". ناقش العبارة السابقة.

١٣- "كـــلما كبرت زاوية القذف كلما زاد انحدار شكل القطع المكافئ". ناقش العبارة السابقة فى إطار تأثير كل من :

أ- قوة الجاذبية الأرضية. ب- قوة مقاومة الهواء.

١٤- أكمل ما يأتى :

أ- يعتبر لاعب الوثب العالى خلال .... مقذوفاً ينطبق عليه ....
لذا فإن المسار الهندسى .... خلال طيرانه يأخذ شكل ....

ب- تعمـــل قـــوة .... على تباطؤ السرعة .... خلال ....
والتى يكتسبها اللاعب بفعل قوة الاستمرار خلال ....

جـ- يـــتوقف .... حركة CG للاعب الوثب العالى على .... وفعل قوة الجاذبية.

د- لا يمكن للاعب الوثب العالى تغيير .... حركة CG خلال ....
ولكـــن يمكن لأجزاء الجسم .... حول مركز ثقل كتلة الجسم بدون تغير قيمة الحركة الزاوية .... لمركز ثقل كتلة الجسم كله.

١٥- مـــا هو فعل قوة مقاومة الهواء على عداء يجرى بسرعة ١٠م/ث علماً بأن: Cd=٠,٨، A= ١م^{٢} (تقريباً)، P=١,٢كجم/م^{٣} (عند مستوى البحر).

١٦- لوحظ أن السرعة الزاوية للساعد خلال رمى السهم كانت ٩٥درجة/ثانية. احسب السرعة الزاوية بالدوران فى الثانية (rev.s) وبالزاوية النصف قطرية فى الـــثانية (rad/s). إذا بقيت حركة الرمى ٠,٨ثانية والسرعة الزاوية كانت ثابتة خلال الحركة، ما هى الزاوية الكلية لتحرك الساعد خلال الرمى.

١٧- خلال رمى المطرقة، السرعة الزاوية قبل الانطلاق بالضبط كانت I٤,٥ /ث، وكـــانت الســـرعة الزاوية صفر. إذا كان الزمن من بدأ الرمى حتى قبل الانطـــلاق ٣,٥ ثانية، ما هى العجلة الزاوية المتوسطة خلال هذه المرحلة، إذا عـــلمت أن نصف قطر الدوران من مركز ثقل كتلة كرة المطرقة كان حوالى ١,٨متر، ما هى السرعة الخطية تقريباً للكرة عند نقطة الانطلاق؟

١٨- صور لاعب جمباز خلال الوثب لأعلى من وضع الجلوس على أربع وتم جدولـــة كل من زوايا الركبتين والفخذين فى فترات زمنية كل ٠,٠٤ ثانية فى الجـــدول الـــتالى. احســب السرعة الزاوية لكل من الركبتين والفخذين خلال الأربعة فترات الزمنية بالجدول، ثم احسب العجلة الزاوية منها أيضاً؟

الجدول

الزمن (ث)	زاوية الركبة (°)	زاوية الفخذ (°)
صفر	١٢٩	١١٦
٠,٠٤	١٢٤	١١٧
٠,٠٨	٨٨	٨٣
٠,١٢	١٣٢	١٣١
٠,١٦	١٧٠	١٨٥

ثالثاً : **أسئلة الفصل الثالث** :

١- تناول مقياس الإزاحة لأعضاء الجسم بالشرح ؟

٢- ناقش استخدامات الجينيوميتر الضوئى ؟

٣- نـــاقش اســتخدامات الــبحث الآلى لصـــور التليفزيون فى مجال التحليل الميكانيكى؟

٤- اشرح كيف استفاد مجال التحليل البيوميكانيكى من استخدام النظم المؤسسة على الليزر؟

٥- اشـــرح كيف استفاد الباحثون فى مجال التحليل البيوميكانيكى من تصوير لصمام الجانبى الثنائى؟

٦- "قـدرات الحاسـب الآلى أدت إلى الاقتصاد فى تطور النماذج الرياضى للجسم". ناقش العبارة السابقة.

رابعاً : أسئلة الفصل الرابع :

١- "بعـد أكـثر من ١٠٠ عام فى تطوير تكنيك المشى أصبح تحليل المشى يمتلك وسائل إكلينيكية نافعة الآن". ناقش هذه العبارة فى إطار ما يلى :

أ- وصف نمط المشية.

ب- المعايير العامة للمشية وزوايا المفصل.

جـ- محصلة قوى العضلات الداخلية العضوية وعزومها.

د- نشاط العضلات.

٢- "دراسة المشية المرضية يتم لعدد من الأسباب". ناقش هذه العبارة فى إطار ما يلى : أ- صنع القرار. ب- التقويم والبحث العلمى.

٣-أذكر العوامل التى تساهم فى حدوث الاصابات العضليهيكلية فى بيئة العمل.

٣- أذكر الأساليب الفنية للقياس فى مكان العمل؟

٤- أشرح قواعد أنظمة تحليل الحركة بالفيديو؟

٥- أشرح متطلبات مركبات أجهزة الحاسب الآلى فى موضع العمل؟

٦- أذكر عيوب ومميزات الجينيوميتر وأسس أنظمة الفيديو؟

٨- أذكر العوامل الفرضية للتحكم فى ارتفاع تكرارات حركة الجسم.

٩- ما هى الاتجاهات المستقبلية فى تطبيق تحليل حركة الإنسان ؟

١٠- "تعتبر مشكلة دقة وضبط نظم التحليل سواء باستخدام التصوير بكل من الفيديو والسينما من أهم المشاكل التى تهم العاملين فى مجال الميكانيكا الحيوية:

ناقش هذه العبارة السابقة فى إطار ما يلى :

أ- دقة نظم التحليل باستخدام تصوير الفيديو.

ب- دقة نظم التحليل باستخدام تصوير السينمائى.

جـ- مقارنــة دقــة نظم التحليل باستخدام كل من التصوير بالفيديو والسينما.

١١- يشتمل التحليل لتحديد قوة العضلة والمفصل على خطوتين اختار إحداهما وتناولها بالشرح؟

١٢- اشرح كيف يمكن توزيع قوى العضلة والمفصل؟

١٣- اشرح كيف يتم تقليل درجة التعدد بتقليل عدد القوى المجهولة حتى يكون عدد القوى المجهولة يساوى عدد المعادلات.

١٤- أذكر مخصصات حل مشكلة المثالية، وتناول احداهما بالشرح؟

١٥- أذكر النماذج القطرية للأطراف العليا والسفلية.

١٦- ماهى النماذج القطرية فى المهارات المتطورة والرياضة.

١٧- أشرح كيف يمكن تحديد موضع مركز كتلة الإنسان؟

خامساً : أسئلة الفصل الخامس :

١- ما هى مبادئ البحث عن بيوميكانيكا الرياضة.

رقم الايداع : ٧٤٢٣ / ٢٠٠٠

التجهيزات الفنية والطباعة

بالمطبعة المتحدة سنتر

ببورفؤاد ت : ٤٠٥٢٩٠